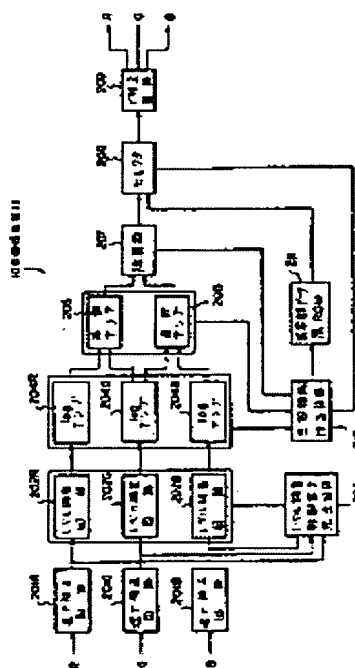


**IMAGE PROCESSOR****Publication number:** JP3021186**Publication date:** 1991-01-29**Inventor:** TSURUOKA TAKEO; NAKAMURA KAZUNARI**Applicant:** OLYMPUS OPTICAL CO**Classification:****- International:** **A61B1/04; H04N7/18; A61B1/04; H04N7/18; (IPC1-7):**  
**A61B1/04; H04N7/18****- european:****Application number:** JP19890279094 19891026**Priority number(s):** JP19890279094 19891026; JP19890071245 19890323**Report a data error here****Abstract of JP3021186**

**PURPOSE:** To prevent the occurrence of erroneous recognition by providing an image processor with a discriminating means for discriminating an invalid area relating the result of image processing from a valid area so as to recognize respective areas.

**CONSTITUTION:** Abnormality such as overflow and underflow in respective arithmetic processing of log amplifiers 204R, 204G, 204B, differential amplifiers 205, 206 and a divider 207 is detected by an invalid area detecting circuit 210. When abnormal operation is executed in each arithmetic processing, the circuit 210 transmits a signal to an abnormal part data ROM 211 and a previously determined abnormality part signal is outputted from the ROM 211. A selector 208 usually selects a signal outputted from a divider 207, and when a signal is outputted from the circuit 210, selects a signal outputted from the ROM 211 and outputs the selected signal to a correcting circuit 209.

Consequently, the invalid area relating to the result of image processing can be discriminated from the valid area so as to be recognized and the occurrence of erroneous recognition can be prevented.



⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平3-21186

⑮ Int.Cl.<sup>5</sup>

H 04 N 7/18  
A 61 B 1/04

識別記号

3 7 0 K

庁内整理番号

7033-5C  
7305-4C

⑬ 公開 平成3年(1991)1月29日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全 39 頁)

⑭ 発明の名称 画像処理装置

⑰ 特 願 平1-279094

⑱ 出 願 平1(1989)10月26日

優先権主張 ⑳ 平1(1989)3月23日㉑ 日本(JP)㉒ 特願 平1-71245

⑲ 発 明 者 鶴 岡 建 夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 発 明 者 中 村 一 成 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑲ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進

#### 明 細 書

#### 1. 発明の名称

画像処理装置

#### 2. 特許請求の範囲

1つ以上の画像信号に対し、所定の画像処理を行う処理手段と、前記処理手段による画像処理を行うことまたは画像処理の結果に関する無効領域とそれ以外の有効領域とを認識可能に区別する区別手段とを備えた画像処理装置。

#### 3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、画像に対して所定の画像処理を行う画像処理装置に関し、特に、非侵襲的に病変を診断するために、体腔内に挿入した内視鏡によって得られる画像に対し画像処理を行う画像処理装置に関する。

〔従来の技術〕

近年、体腔内に細長の挿入部を挿入することにより、体腔内臓器等を観察したり、必要に応じ処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種

治療処置のできる内視鏡が広く利用されている。

また、電荷結合素子(CCD)等の固体撮像素子を撮像手段に用いた電子内視鏡も種々提案されている。

従来の内視鏡装置の一例を第26図に示す。この図に示すように、ランプ31から出射された光は、赤(R)、緑(G)、青(B)の各波長領域の光を透過するフィルタ33R、33G、33Bを有し、モータ32により回転される回転フィルタ33によって、R、G、Bの各波長領域に時系列的に分離され、内視鏡のライトガイド23の入射端に入射される。この面順次照明光は、前記ライトガイド23によって内視鏡先端部に導かれて、この先端部から出射され、被写体に照射される。この照明光による被写体からの戻り光は、結像光学系22によって、内視鏡先端部9に設けられたCCD41上に結像される。このCCD41からの画像信号は、アンプ42によって所定の範囲の電圧レベルに増幅される。このアンプ42の出力は、γ補正回路43でγ補正された後、A/Dコ

ンバータ44でデジタル信号に変換されて、切換スイッチ45を介して、R、G、Bに対応する各メモリ46R、46G、46Bに記憶される。各メモリに記憶された画像信号は、テレビジョン信号のタイミングで読み出され、それぞれ、D/Aコンバータ47R、47G、47Bでアナログ信号に変換される。このアナログの画像信号は、同期信号発生回路52からの同期信号SYNCと共に、RGB信号出力端49R、49G、49Bに送られる。そして、このようにして得られたRGB信号を、モニタに表示して、内視鏡観察を行うようになっている。尚、前記同期信号は、同期信号出力端49Sから出力され、RGB信号と共にモニタに入力される。

最近、このような内視鏡装置に対し、種々の画像処理が行われるようになってきた。この画像処理の例としては、例えば特開昭63-173182号公報に示されるように、RGB3信号を明度、彩度、色相の均等色空間に変換し、強調処理を行う色彩強調処理や、本出願人が先に提出した特願

- 3 -

昭63-109739号に記載されているように、RGB信号の一部を赤外領域に変更し、画像演算により生体組織中の酸素飽和度を求める演算処理等がある。

〔発明が解決しようとする課題〕

しかしながら、従来の画像処理では、画面上全体に対し、一律に処理を行っている。すなわち、ハレーション部やシャドウ部のような適正露光域でない領域や、演算処理において演算処理手段の能力や相落ち等のために有効精度が得られなかった領域までも、そのまま表示されてしまっていた。このため、処理後の画像に関して信頼性のある領域と信頼性のない領域の区別が困難であり、誤認識を生じさせる原因となっていた。

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、必要とする精度を満たしていない領域を識別でき、誤認識の発生を防止し、信頼性の高い情報を得ることの可能な画像処理装置を提供することを目的としている。

〔課題を解決するための手段〕

- 4 -

本発明の画像処理装置は、1つ以上の画像信号に対し所定の画像処理を行う処理手段と、前記処理手段による画像処理を行うことまたは画像処理の結果に関する無効領域とそれ以外の有効領域とを認識可能に区別する区別手段とを備えたものである。

〔作用〕

本発明では、処理手段によって1つ以上の画像信号に対し所定の画像処理が行われ、区別手段によって前記処理手段による画像処理を行うことまたは画像処理の結果に関する無効領域とそれ以外の有効領域とが認識可能に区別される。

〔実施例〕

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

第1図ないし第4図は本発明の第1実施例に係り、第1図は画像処理部の構成を示すブロック図、第2図は内視鏡装置の全体を示す説明図、第3図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第4図は本実施例による画像処理を説明するための説明図

- 5 -

である。

第2図に示すように、電子内視鏡1は、生体20内に挿入される細長で例えば可撓性の挿入部2を有し、この挿入部2の後端に太径の操作部3が連設されている。前記操作部3の後端部からは側方に可撓性のユニバーサルコード4が延設され、このユニバーサルコード4の先端部にコネクタ5が設けられている。前記電子内視鏡1は、前記コネクタ5を介して、光源装置及び信号処理回路が内蔵された観察装置6に接続されるようになっている。さらに、前記観察装置6には、観察用のモニタ7や図示しない各種の信号処理装置等が接続されるようになっている。また、前記コネクタ5には、吸引チューブ21が接続され、この吸引チューブ21は、吸引器22に接続されるようになっている。

前記挿入部2の先端側には、硬性の先端部9及びこの先端部9に隣接する後方側に湾曲可能な湾曲部10が順次設けられている。また、前記操作部3には、湾曲操作ノブ11が設けられ、この湾

- 6 -

曲操作ノブ11を回動操作することにより、前記彎曲部10を上下／左右方向に彎曲できるようになっている。また、前記操作部3には、前記挿入部2内に設けられた処置具チャンネルに連通する挿入口12が設けられている。また、前記挿入部2内には、吸引チャンネルが設けられ、この吸引チャンネルは、前記吸引チューブ21に接続されるようになっている。

第3図に示すように、前記先端部9には、配光レンズ21と、結像光学系22とが配設されている。前記配光レンズ21の後端側には、ファイババンドルからなるライトガイド117が連設され、このライトガイド117は、前記挿入部2、操作部3、ユニバーサルコード4内を挿通され、前記コネクタ5に接続されている。そして、このコネクタ5を前記観察装置6に接続することにより、この観察装置6内の光源装置から出射される照明光が、前記ライトガイド117の入射端に入射されるようになっている。この光源装置は、ランプ118と、このランプ118の照明光路中に配設

- 7 -

され、モータ115によって回転される回転フィルタ116とを備えている。本実施例では、前記ランプ118は紫外から赤外にかけての光を出射するようになっている。前記回転フィルタ116には、それぞれ、互いに異なる波長領域の光を透過するフィルタ116R、116G、116Bが、周方向に沿って配列されている。本実施例では、フィルタ116Rは650nm近傍の赤色光を透過し、フィルタ116Gは580nm近傍の緑色光を透過し、フィルタ116Bは800nm近傍の赤外光を透過するようになっている。そして、前記ランプ118から出射された光は、前記回転フィルタ116によって、各波長領域に時系列的に分離されて前記ライトガイド117の入射端に入射されるようになっている。この照明光は、前記ライトガイド117によって先端部9に導かれて先端面から出射され、配光レンズ21を通して、被写体に照射されるようになっている。

一方、前記結像光学系22の結像位置には、固体撮像素子、例えばCCD101が配設されてい

- 8 -

る。そして、前記面順次照明光によって照明された被写体像が、前記結像光学系22によって結像され、前記CCD101より電気信号に変換される。このCCD101からの画像信号は、所定の範囲の電気信号（例えば、0～1ボルト）に増幅するためのアンプ102に入力されるようになっている。このアンプ102の出力電気信号は、 $\gamma$ 補正回路103で $\gamma$ 補正された後、A/Dコンバータ104でデジタル信号に変換されて、1入力3出力のセレクタ105に入力され、時系列的に送られてくるRGB信号は、このセレクタ105によって、R、G、B各色信号に分離されて、それぞれ、R、G、Bに対応する各メモリ106R、106G、106Bに記憶されるようになっている。各メモリから読み出された画像信号は、それぞれ、D/Aコンバータ107R、107G、107Bでアナログ信号に変換され、画像処理部108を経て、R、G、B各信号出力端109、110、111から出力されるようになっている。また、前記R、G、B信号と共に、同期信号発生

- 9 -

回路113からの同期信号SYNCが、同期信号出力端114から出力されるようになっている。そして、前記R、G、B信号及び同期信号が、モニタ7や各種の画像処理装置等に入力されるようになっている。

また、画像信号の行き先と画像信号転送時の転送タイミングを制御する制御信号発生部112が設けられ、この制御信号発生部112は、前記A/Dコンバータ104、セレクタ105、R、G、B各メモリ106R、106G、106B、D/Aコンバータ107R、107G、107B、同期信号発生回路113及びモータ115に、制御信号を送出している。

次に、第1図を参照して、前記画像処理部108の構成を説明する。

この画像処理部108では、前記D/Aコンバータ107R、107G、107Bから出力されるRGB信号は、それぞれ、逆 $\gamma$ 補正回路201R、201G、201Bを経由した後、レベル調整回路202R、202G、202B並びにレベ

- 10 -

ル調整制御信号発生回路203に入力されるようになっている。前記レベル調整制御信号発生回路203からの制御信号は、前記各レベル調整回路202R、202G、202Bに導かれている。前記レベル調整回路202R、202G、202Bからの出力は、それぞれ、 $\log$ アンプ204R、204G、204Bに入力されるようになっている。そして、 $\log$ アンプ204R、204Gからの信号は、差動アンプ205に入力され、 $\log$ アンプ204G、204Bからの信号は、差動アンプ206に入力されるようになっている。前記各差動アンプ205、206の出力は、除算器207に入力されるようになっている。この除算器207からの出力は、セクタ208の一方の入力端に入力されるようになっている。このセクタ208からの出力は、 $\gamma$ 補正回路209を経由した後、RGB信号として出力されるようになっている。

また、各演算処理におけるオーバーフロー・アンダーフローを検出するための無効領域検出回路

- 11 -

けての光は、モータ115によって回転される回転フィルタ116に入射する。この回転フィルタ116は、前述のように、650nm近傍の赤色光を透過するフィルタ116R、580nm近傍の緑色光を透過するフィルタ116G及び800nm近傍の赤外光を透過するフィルタ116Bを有している。従って、前記ランプ118からの光は、時系列的に、前記各フィルタ116R、116G、116Bに対応する波長の光に分解され、ライトガイド117を経由して体腔内に導かれ、配光レンズ21を介して体腔内に照明光として照射される。各照明光による被写体像は、結像光学系22によってCCD101上に結像され、電気信号に変換される。このCCD101の出力信号は、アンプ102で増幅され、 $\gamma$ 補正回路103にて所定の $\gamma$ 特性に変換される。この $\gamma$ 補正回路103の出力は、A/Dコンバータ104でデジタル信号に変換され、セクタ105を経由し、時系列的に各波長に分解され画像としてメモリ106R、106G、106Bに記憶される。この

- 13 -

210が設けられ、この無効領域検出回路210は、 $\log$ アンプ204R、204G、204B、差動アンプ205、206及び除算器207に接続されている。前記無効領域検出回路210の出力は、異常部データ用ROM211に入力されるようになっている。この異常部データ用ROM211には、予め定められた異常部用データが記憶されるようになっている。この異常部データ用ROM211の出力は、前記セクタ208の他方の入力端に入力されるようになっている。また、前記セクタ208は、前記無効領域検出回路210からの制御信号によって入力を切り換えるようになっている。すなわち、通常の場合は、除算器207からの信号を選択し、無効領域検出回路210から無効領域を検出したことを示す信号が出力された場合には、異常部データ用ROM211からの信号を選択するようになっている。

次に、本実施例の作用について、第4図を参照して説明する。

ランプ118から出射される紫外から赤外にか

- 12 -

メモリ106R、106G、106Bから読み出された映像信号は、同時化され、D/Aコンバータ107R、107G、107Bにてアナログ映像信号に変換され、画像処理部108に入力される。

ところで、本実施例における画像処理部108は、ヘモグロビンの酸素飽和度（以下、 $SO_2$ と記す。）の変化を示す画像を得ための処理を行うものである。

従来より、 $SO_2$ の変化によって、ヘモグロビンの分光特性が変化する、すなわち、血液の分光特性（吸光度）が変化することが知られている。この $SO_2$ の変化による血液の吸光度の変化は、オキシ（酸化）ヘモグロビンとデオキシ（還元）ヘモグロビンの分光特性の差に依存する。すなわち、580nm近傍及び800nm近傍は、 $SO_2$ の変化により血液の吸光度がほとんど変化せず、650nm近傍は、 $SO_2$ の変化により血液の吸光度が変化する。従って、この3つの波長領域による画像により、 $SO_2$ の変化を求めることが可能となる。

- 14 -

このように $SO_2$ の変化を示す画像を得ための処理を行う画像処理部108には、前記3つの波長領域に対応する映像信号が入力される。各入力信号は、それぞれ、逆 $\gamma$ 補正回路201R、201G、201Bに入力され、前記 $\gamma$ 補正回路103で既に $\gamma$ 補正が行われていることから、これを元に戻すため逆 $\gamma$ 補正が行われる。この逆 $\gamma$ 補正回路201R、201G、201Bの出力は、レベル調整回路202R、202G、202Bに入力される。このレベル調整回路202R、202G、202Bは、レベル調整制御信号発生回路203からのレベル調整制御信号によってレベル調整され、3つのレベル調整回路202R、202G、202Bにより全体のレベル調整が行われる。更に、 $SO_2$ の変化による血液の吸光度の変化が $\log$ 軸であることから、レベル調整回路202R、202G、202Bの出力は、それぞれ、 $\log$ アンプ204R、204G、204Bによって対数変換される。この3つの $\log$ アンプ204R、204G、204Bの内の2つの $\log$ ア

- 15 -

また、本実施例では、無効領域検出回路210によって、 $\log$ アンプ204R、204G、204B、差動アンプ205、206及び除算器207の各演算処理におけるオーバーフロー・アンダーフロー等の異常が検出される。例えば、 $\log$ アンプ204R、204G、204Bの演算処理では、入力信号が極めて低い場合は演算結果が異常な値となり、極めて高い場合にはハレーションである可能性が高いので、そのような値のときに異常と判別する。また、差動アンプ205、206の演算処理では、後段の除算器207で差動アンプ205の出力を差動アンプ206の出力で割る場合に、差動アンプ206の出力値が0に近いと、除算器207の演算可能な範囲を超えてしまうので、差動アンプ206の出力値が0に近い場合に異常と判別する。また、除算器207の演算処理では、演算出力が微小の場合には、灰色に近い色の部分であり、ヘモグロビンが存在しない部分である可能性が高いので、そのような場合に異常と判別する。このように、各演算処理におい

- 17 -

ンプ204R、204Gの出力は、差動アンプ205に入力され、2つの波長(650nm近傍及び580nm近傍)に対応する映像信号の差が演算される。同様に、2つの $\log$ アンプ204G、204Bの出力は、差動アンプ206に入力され、2つの波長(580nm近傍及び800nm近傍)に対応する映像信号の差が演算される。

これは、 $SO_2$ の変化により血液の吸光度がほとんど変化しない領域に対応する映像信号と $SO_2$ の変化により血液の吸光度が変化する領域に対応する映像信号の差を求め、この両者から、被写体に酸素がどれだけ溶け込んでいるか、すなわち、酸素飽和度を求めることを意味する。前記2つの差動アンプ205、206の出力は、除算器207に入力され、所定の演算を行うことにより、 $SO_2$ が求められる。この除算器207の出力信号は、セレクタ208を経由して、 $\gamma$ 補正回路209により再度 $\gamma$ 補正が行われ、RGB信号として出力される。この場合、RGB信号は、同一のものであり、白黒画像が出力される。

- 16 -

て、所定の信号レベルを逸脱した場合、各演算回路から無効領域検出回路210に信号が出力される。この無効領域検出回路210は、各演算処理において異常な演算が行われた場合、異常部データ用ROM211へ信号を伝達し、この異常部データ用ROM211から、予め定めてある異常部用信号が出力される。セレクタ208は、通常の場合は除算器207からの信号を、無効領域検出回路210から信号が出力された場合は異常部データ用ROM211からの信号を選択し、 $\gamma$ 補正回路209に出力する。

第4図(a)は、画像処理部108での画像処理を行わない場合の被写体像を示している。この像では、極めて暗いシャドウ部と、極めて明るいハレーション部が存在している。このようなシャドウ部やハレーション部では、画像処理を行っても、信頼性の高い情報は得られない。

第4図(b)は、従来のように、前記シャドウ部やハレーション部等の無効領域に対しても、他の領域と同様に画像処理を施した結果の、 $SO_2$

- 18 -

の変化を示す画像であり、第4図(c)及び(d)は、本実施例の画像処理部108によって、無効領域以外、すなわち有効領域には画像処理を施した結果のSO<sub>2</sub>の変化を示す画像を形成し、無効領域は正規の表示方法以外の方法で表示した例である。

尚、第1図に示す画像処理部108の出力画像は白黒画像であるが、SO<sub>2</sub>の変化がより明確になるように、第4図(b)ないし(d)は、濃淡を擬似カラー化して表示した画像を示している。実際には、SO<sub>2</sub>の変化は段階的に変化する例えば32色で表示されているが、これらの図では、簡略化して、SO<sub>2</sub>の低い方から順に、青色、水色、緑色、黄色、赤色で示している。この各色は、第4図(b)に示すような所定数の段階をまとめて示している。また、これらの図では、青色、緑色、赤色の部分についてのみ、第4図(b)に示すようなハッチングを付し、その他の色の部分には、ハッチングを付していないが、色は前述のように第4図(b)に示す配列で変化しているの

異なるハッチングを付した2つの領域の間の領域は、前記配列上での、各ハッチングに対応する色の間の色である。

第4図(b)に示すように、シャドー部やハレーション部等の無効領域に対しても、他の領域と同様に画像処理を施して表示した場合は、例えばシャドー部はSO<sub>2</sub>が低いことを示す青色で表示され、ハレーション部はSO<sub>2</sub>が高いことを示す赤色で表示されてしまい、誤認識を引き起こす原因となる。尚、組織の正常部はSO<sub>2</sub>が低く、腫瘍周辺はSO<sub>2</sub>が高い。

これに対し、本実施例によれば、前記シャドー部やハレーション部等の無効領域を、異常部データ用ROM211に記憶されている異常部用信号に基づいて、第4図(c)に示すように無彩色で表示したり、第4図(d)に示すように網かけ状パターンで表示したすることによって、有効領域と区別することができ、誤認識の発生を防止することができる。

尚、表示方法としては、第4図(c)、(d)

- 19 -

- 20 -

に示すものに限らず、例えば、SO<sub>2</sub>の変化を示す画像を擬似カラー化せずに濃淡画像で表示する場合には、例えば映像信号が0~255(8ビット)レベルであるならば、通常の信号を50~255で、無効領域を0で表示するようにしても良い。また、無効領域のみをある周期で点滅させても良い。

このように本実施例によれば、誤算上信頼性がないと判断される無効領域を検出し、この無効領域を正規の表示方法以外の方法で表示することにより、誤認識の発生を防止することができ、信頼性の高い診断情報を提供することが可能となる。また、無効領域と判断された部分に関し、処理が行われなくなるため、処理時間を短縮することも可能となる。

尚、第1図に示す画像処理部108は、計算をハードウェアにより行うものであるが、これを通常の計算機を用いソフトウェアにより行っても良い。

また、本実施例では、RGB3信号を直ちに処

- 21 -

理しているが、一旦、ビデオテープや光ディスクに記録したものを、後日処理しても良い。

また、本実施例は、RGB信号に限らず、NTSC規格等のコンポジット信号に対しても適用できる。

第5図ないし第7図は本発明の第2実施例に係り、第5図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第6図は色彩強調処理を示すフローチャート、第7図は色彩強調処理の結果を示す説明図である。

本実施例は、第5図に示すように、第1実施例における画像処理部108がなく、代わりに、新たな画像処理部401が、RGBメモリ106R、106G、106Bの後段に接続されている。この画像処理部401の出力信号は、D/Aコンバータ107R、107G、107Bでアナログ信号に変換されて、R、G、B各信号出力端109、110、111から出力されるようになっている。

前記画像処理部401は、作業用メモリ402、演算処理装置403、補助記憶装置404、外部出力装置405から構成されている。そして、前

- 22 -

配RGBメモリ106R, 106G, 106Bからの画像データは、作業用メモリ402に記憶され、この作業用メモリ402内の画像データは、補助記憶装置404上のプログラムに従い、演算処理装置403で処理されるようになっている。この画像処理部401からの画像データは、前記D/Aコンバータ107R, 107G, 107Bに出力されるようになっている。

また、前記画像処理部401には、制御信号発生部112からの制御信号が入力されるようになっている。

また、本実施例では、回転フィルタ116は、フィルタ116Rが赤色光、フィルタ116Gが緑色光、フィルタ116Bが青色光を透過するようになっている。

その他の構成は、第1実施例と同様である。

次に本実施例の作用について、第6図及び第7図を参照して説明する。

回転フィルタ116によってRGBの各波長領域の光に時系列的に分離された照明光が被写体に

- 23 -

照射され、第1実施例と同様に、各波長領域に対応する画像が、メモリ106R, 106G, 106Bに記憶される。各メモリ106R, 106G, 106Bの各画像は、画像処理部401中の作業用メモリ402に転送される。

演算処理装置403は、前記作業用メモリ402中の画像に対し、例えば第6図に示す手順に従いCIE  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  均等色空間上で色彩強調処理を行う。この色彩強調処理について説明する。まずステップS1で、 $SL^*$ ,  $Sa^*$ ,  $Sb^*$  に、それぞれ0を代入する。

次に、ステップS2で、原画像のRGB各成分  $R(l, m)$ ,  $G(l, m)$ ,  $B(l, m)$  の値から、 $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  を計算する。

次に、ステップS3で、 $SL^* + L^*$  を  $SL^*$  とし、 $Sa^* + a^*$  を  $Sa^*$  とし、 $Sb^* + b^*$  を  $Sb^*$  とする。

次に、ステップS4で、全面素について終了したか否かを判定し、NOの場合は、前記ステップS2へ戻り、YESの場合は、次のステップS5

- 24 -

へ進む。

このステップS2ないしS4では、 $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  の全面素についての総和  $SL^*$ ,  $Sa^*$ ,  $Sb^*$  を求めている。

次に、ステップS5で、前記  $SL^*$ ,  $Sa^*$ ,  $Sb^*$  を、それぞれ画素数で割り、平均色  $\overline{L^*}$ ,  $\overline{a^*}$ ,  $\overline{b^*}$  を得る。

次に、ステップS6で、前記  $\overline{L^*}$ ,  $\overline{a^*}$ ,  $\overline{b^*}$  から、明度、彩度、色相の平均値  $\overline{V}$ ,  $\overline{C}$ ,  $\overline{H}$  を計算により求める。

次に、ステップS7で、前記平均値  $\overline{V}$ ,  $\overline{C}$ ,  $\overline{H}$  から強調関数  $f(x)$ ,  $g(x)$ ,  $h(x)$  を決定する。

次に、ステップS8で、原画像のRGB各成分  $R(l, m)$ ,  $G(l, m)$ ,  $B(l, m)$  の値から、 $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  を計算する。

次に、ステップS9で、明度成分  $L^*$  が30より小さいか否かを判定し、YESの場合はステップS15へ進み、NOの場合はステップS10へ進む。前記ステップS10では、明度成分  $L^*$  が

- 25 -

90より大きいと判定し、YESの場合は、ステップS15へ進み、NOの場合は、ステップS11へ進む。

ステップS11では、前記  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  から、明度、彩度、色相  $V$ ,  $C$ ,  $H$  を計算により求める。

次に、ステップS12で、前記  $V$ ,  $C$ ,  $H$  を、それぞれ、強調関数  $f(x)$ ,  $g(x)$ ,  $h(x)$  によって、 $V'$ ,  $C'$ ,  $H'$  に変換する。

次に、ステップS13で、 $V'$ ,  $C'$ ,  $H'$  の値から  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  を計算する。

次に、 $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  の値から処理後のRGB各成分  $R'(l, m)$ ,  $G'(l, m)$ ,  $B'(l, m)$  を計算により求める。

次に、ステップS16で、全面素について終了したか否かを判定し、NOの場合は、前記ステップS8へ戻り、YESの場合は、終了する。

一方、前記ステップS9, S10でYESの場合は、ステップS15で、 $R'(l, m)$ ,  $G'(l, m)$ ,  $B'(l, m)$  に、それぞれ0を代

- 26 -



入し、前記ステップS16へ進む。

尚、 $V = L^*$ 、 $H = \tan^{-1}(b^*/a^*)$ 、 $C = ((a^*)^2 + (b^*)^2)^{1/2}$ である。

この第6図に示す処理は、原画像のR、G、Bのデータから $L^*$ 、 $a^*$ 、 $b^*$ の値を計算して、その平均値を求め、その平均値から強調のための関数を決定し、再び原画像のR、G、Bのデータから $L^*$ 、 $a^*$ 、 $b^*$ の値を計算し、V、C、Hを求め、強調を行い、R、G、Bのデータに変換し、それを処理結果の画像とするものである。この処理の詳細は、特開昭63-173182号公報に示されている。

この処理による、色彩の変化を第7図に示す。第7図(a)は、原画像の $L^*$ 、 $a^*$ 、 $b^*$ 座標系でのデータの分布を、第7図(b)は処理後の $L^*$ 、 $a^*$ 、 $b^*$ 座標系でのデータの分布を示している。この図に示すように、処理結果の画像では、通常の粘膜のデータの分布と、血管や発赤、白苔等のデータの分布との、それぞれの平均値周りの色差が、原画像に比べて広がっており、判別し易くな

- 27 -

本実施例の内視鏡装置の構成は、基本的には、第5図に示す第2実施例と同様であるが、回転フィルタ116の各フィルタの透過特性と、画像処理部401で行われる処理のアルゴリズムのみが異なる。

前記回転フィルタ116は、第1実施例と同様に、フィルタ116Rが650nm近傍の赤色光を透過し、フィルタ116Gが580nm近傍の緑色光を透過し、フィルタ116Bが800nm近傍の赤外光を透過するようになっている。そして、ランプ118からの光は、時系列的に、前記各フィルタ116R、116G、116Bに対応する波長の光に分解されて被写体に照射される。被写体像を撮像するCCD101の出力信号は、時系列的に前記各波長に対応するRGB3信号に分解され、画像としてメモリ106R、106G、106Bに記憶される。各メモリ106R、106G、106Bの各画像は、画像処理部401内の作業用メモリ402に転送される。

画像処理部401内の演算処理装置403は、

- 29 -

っている。

このような色調強調処理において、本実施例では、明度成分を表す $L^*$ に基づき、 $L^*$ が30以下のシャドウ部と、90以上のハイライト部を検出し、これを正規の表示方法以外で表示する。例えば、白黒の無彩色にすることにより、信頼性がないと判断される領域が判断可能となり、誤認識を防止できる。

また、無効領域部分の処理を行わないため、処理時間を短縮することもできる。

尚、このような処理結果は、必要に応じて磁気ディスク等の補助記憶装置404に記憶することができ、ビデオプリンタ等の外部出力装置405へ出力することも可能である。

その他の作用及び効果は、第1実施例と同様である。

第8図ないし第11図は本発明の第3実施例に係り、第8図ないし第10図はヘモグロビン抽出処理を示すフローチャート、第11図は本実施例による出力画像を示す説明図である。

- 28 -

作業用メモリ402中の画像に対し、第8図ないし第10図に示す手順に従いヘモグロビン抽出処理を行う。以下、この処理を説明する。

第8図に示すように、ヘモグロビン抽出処理は、まず、ステップS21で初期設定を行い、次にステップS22で演算処理を行い、最後にステップS23で疑似カラー処理を行う。

前記初期設定では、画像データを転送することによって、原画像のG成分  $Image\_G(X\_size, Y\_size)$  とB成分  $Image\_B(X\_size, Y\_size)$  を設定する。また、ヘモグロビン量を格納する配列  $I\_Hb(X\_size, Y\_size)$  と、疑似カラーデータを格納する配列  $R(X\_size, Y\_size)$ 、 $G(X\_size, Y\_size)$ 、 $B(X\_size, Y\_size)$  を用意し、それぞれを初期化する。また、照明条件データを  $light(X\_size, Y\_size)$  に転送する。この  $light(X\_size, Y\_size)$  は、予め酸化マグネシウム等の基準白色板を撮影し、中心部分の光量に対し1/2以下の光量になる領域を0、それ以外の領域を1としたデータを持つ。また、配列  $Color$

- 30 -

(35, 3)に、疑似カラーデータ32種と無効領域表示用データ3種をRGB個別に格納する。例えば、1~32が正規のデータで、33~35が無効領域用のデータとする。前記  $light(X\_size, Y\_size)$  と  $Color(35, 3)$  のデータは、補助記憶装置105から読み出される。また、作業用変数  $x, y, high, low$  を初期化して、それぞれ、0, 0, 230, 30とする。

次に、演算処理では、第9図に示すように、まず、ステップS31で  $y+1$  を  $y$  とし、次にステップS32で  $x+1$  を  $x$  とする。

次に、ステップS33で、 $Image\_G$  と  $Image\_B$  が共に0でないならば、 $Iog(Image\_G(X, Y)) - Iog(Image\_B(X, Y))$  を演算して、これを  $IHb(X, Y)$  とする。

次に、ステップS34で、もし  $IHb(X, Y) > max$  ならば  $IHb(X, Y)$  を  $max$  とし、もし  $IHb(X, Y) < min$  ならば  $IHb(X, Y)$  を  $min$  とする。

次に、ステップS35で、 $x < X\_size$  かどうかを判断し、YESの場合はステップS32へ戻り、

- 31 -

NOの場合は次のステップS36へ進む。このステップS36では、 $y < Y\_size$  かどうかを判断し、YESの場合はステップS31へ戻り、NOの場合は、演算処理を終了して疑似カラー処理へ進む。

このようにして、演算処理では、 $Image\_G$  と  $Image\_B$  が共に0でない全画素についてヘモグロビン量  $IHb$  が算出され、また、 $IHb$  の最大値と最小値がそれぞれ  $max, min$  として求められる。尚、G画像が対応する580nm近傍は血液(ヘモグロビン)の吸光度が大きい波長領域であり、B画像が対応する800nm近傍は血液の吸光度が小さい波長領域である。従って、この2つの画像間演算によりヘモグロビン量が求められる。

次に、疑似カラー処理では、第10図に示すように、まず、ステップS41で  $y+1$  を  $y$  とし、次にステップS42で  $x+1$  を  $x$  とする。

次に、ステップS43で、 $32(IHb(X, Y) - min) / (max - min)$  を  $IHb(X, Y)$  とすることにより、 $IHb$  を0~32に正規化する。そして、この正規化された  $IHb$  に対応する疑似カ

- 32 -

ラーデータ  $Color(IHb(X, Y), 1)$ ,  $Color(IHb(X, Y), 2)$ ,  $Color(IHb(X, Y), 3)$  を、 $Color$  の配列から読み出し、それぞれ  $R(X, Y)$ ,  $G(X, Y)$ ,  $B(X, Y)$  に代入する。

次に、ステップS44で、 $Image\_G$  と  $Image\_B$  の少なくとも一方のデータが規定値(例えば8ビットデータならば230)より高い場合には、ハレーション部分と判断し、無効領域表示用データ、この場合33番目のデータ  $Color(33, 1)$ ,  $Color(33, 2)$ ,  $Color(33, 3)$  を、それぞれ  $R(X, Y)$ ,  $G(X, Y)$ ,  $B(X, Y)$  に代入する。

次に、ステップS45で、 $Image\_G$  と  $Image\_B$  の少なくとも一方のデータが規定値(例えば8ビットデータならば30)より低い場合には、シャドウ部分と判断し、無効領域表示用データ、この場合34番目のデータ  $Color(34, 1)$ ,  $Color(34, 2)$ ,  $Color(34, 3)$  を、それぞれ  $R(X, Y)$ ,  $G(X, Y)$ ,  $B(X, Y)$  に代入する。

次に、ステップS46で、 $light(X, Y)$  が0で

- 33 -

ある部分すなわち照明条件の劣悪な部分、及び  $Image\_G$  と  $Image\_B$  の少なくとも一方が0の部分すなわち演算処理不可能な部分に対しては、精度が保証できない部分として、無効領域表示用データ、この場合35番目のデータ  $Color(35, 1)$ ,  $Color(35, 2)$ ,  $Color(35, 3)$  を、それぞれ  $R(X, Y)$ ,  $G(X, Y)$ ,  $B(X, Y)$  に代入する。

次に、ステップS47で、 $x < X\_size$  かどうかを判断し、YESの場合はステップS42へ戻り、NOの場合は次のステップS48へ進む。このステップS48では、 $y < Y\_size$  かどうかを判断し、YESの場合はステップS41へ戻り、NOの場合は、ヘモグロビン量算出処理を終了する。

このように、本実施例によれば、演算上信頼性がないと判断される無効領域を検出し、この無効領域を正規の表示方法以外の方法で表示することにより、誤認識の発生を防止することができる。また、無効領域を無効原因に応じて複数の表示法で示すため、何が原因で無効領域と判断されたか

- 34 -

が容易に認識できる。表示方法としては、例えば第11図に示すように、ハレーション部、シャド一部、低輝領域の3つの無効領域を3種類の無彩色で表し、信頼性のある有効領域を32種類の有彩色で表す。

尚、無効領域と有効領域の表示色数は上記の例に限定されず、必要に応じて任意に変えることができる。また、カラー表示に限らず、白黒表示でも良い。この場合、無効領域を複数の網かけ状パターンで表示すること等が考えられる。

その他の構成、作用及び効果は第1または第2実施例と同様である。

第12図及び第13図は本発明の第4実施例に係り、第12図は画像処理部の構成を示すブロック図、第13図は従来のエッジ抽出処理による画像と本実施例による出力画像を示す説明図である。

本実施例の構成は、基本的には、第1実施例と同様であるが、回転フィルタ116の各フィルタの透過特性と、画像処理部108の構成のみが異なる。

- 35 -

した後、RGB信号として出力されるようになっている。また、前記無効領域検出回路210の出力は、異常部データ用ROM211とセレクタ303R、303G、303Bとに出力されるようになっている。前記異常部データ用ROM211はセレクタ303R、303G、303Bに異常部用信号を出力するようになっている。前記セレクタ303R、303G、303Bは、無効領域検出回路210からの信号に応じて、微分回路302R、302G、302Bの出力と、異常部データ用ROM211の出力のうち的一方を選択して出力するようになっている。

次に、本実施例の作用について説明する。

従来より内視鏡画像処理の1つとしてエッジ抽出の手法が知られている。これは、1次微分または2次微分を行うことにより、画像中のエッジ成分のみを抽出し、生体組織の構造と病変部との関連性を調査するために行われる。本実施例における画像処理部108は、前記エッジ抽出処理を行う。

- 37 -

前記回転フィルタ116は、第2実施例と同様に、フィルタ116Rが赤色光、フィルタ116Gが緑色光、フィルタ116Bが青色光を透過するようになっている。

画像処理部108は、第12図に示すような構成になっている。

第3図におけるD/Aコンバータ107R、107G、107Bから出力されるRGB信号は、それぞれ、逆γ補正回路201R、201G、201Bに入力されるようになっている。逆γ補正回路201R、201Gの出力は、それぞれ微分回路302R、302Gに入力されるようになっている。また、逆γ補正回路201Bの出力は、ハレーション検出部301に入力されるようになっている。このハレーション検出部301の出力は、微分回路302Bと無効領域検出回路210とに入力されるようになっている。前記微分回路302R、302G、302Bの各出力は、それぞれ、セレクタ303R、303G、303Bと、γ補正回路304R、304G、304Bを経由

- 36 -

第3図に示すように、画像処理部108には、RGB3波長領域に対応する映像信号が入力される。各入力信号は、それぞれ逆γ補正回路201R、201G、201Bに入力され、γ補正回路103で既にγ補正が行われていることから、これを元に戻すために逆γ補正が行われる。逆γ補正回路201Bの出力は、ハレーション検出部301に入力され、B信号のレベルからハレーション部分の検出が行われる。通常の内視鏡画像では、B信号は低レベル領域にしか存在せず、B信号が高レベル領域にある場合、ハレーションと判断することができる。すなわち、ハレーション検出部301では、B信号のレベルを監視しており、これが低いレベル領域にある場合、無効領域検出回路210へ信号を送る。

逆γ補正回路201R、201Gとハレーション検出部301からの出力は、それぞれ微分回路302R、302G、302Bにて微分処理されてエッジ部分のみが抽出される。この微分回路302R、302G、302Bの出力は、それぞれ

- 38 -

セクタ 303R, 303G, 303B を経由し、 $\gamma$ 補正回路 304R, 304G, 304B により再度  $\gamma$ 補正が行われ、RGB 信号として出力される。

前記無効領域検出回路 210 は、ハレーション検出部 301 においてハレーションが検出された場合、異常部データ用 ROM 211 に信号を伝達し、この異常部データ用 ROM 211 から予め定めてある異常部用信号がセクタ 303R, 303G, 303B に出力される。このセクタ 303R, 303G, 303B は、通常の場合は微分回路 302R, 302G, 302B からの信号を選択し、無効領域検出回路 210 からハレーションが検出されたことを示す信号が出力された場合には、異常部データ用 ROM 211 からの信号を選択し、 $\gamma$ 補正回路 304R, 304G, 304B に出力する。本実施例による出力画像の例を第 13 図 (b) に示し、比較のために従来のエッジ抽出処理による画像を第 13 図 (a) に示す。

このように本実施例では、演算上信頼性がない

- 39 -

同様であるが、回転フィルタ 116 の各フィルタの透過特性と、画像処理部 108 の構成のみが異なる。

前記回転フィルタ 116 は、第 2 実施例と同様に、フィルタ 116R が赤色光、フィルタ 116G が緑色光、フィルタ 116B が青色光を透過するようにになっている。

画像処理部 108 は、第 14 図に示すような構成になっている。

第 3 図における D/A コンバータ 107R, 107G, 107B から出力される RGB 信号は、それぞれ、逆  $\gamma$ 補正回路 201R, 201G, 201B に入力されるようになっている。逆  $\gamma$ 補正回路 201R, 201G, 201B の出力は、ハレーション検出部 312 とセクタ 313R, 313G, 313B に入力されるようになっている。前記ハレーション検出部 312 の出力は、警告出力装置 314 と前記セクタ 313R, 313G, 313B に入力されるようになっている。前記セクタ 313R, 313G, 313B は、ハレ-

- 41 -

と判断されるハレーション部分の無効領域を検出し、この無効領域を正規の表示方法以外の方法で表示する。これにより、生体組織によるエッジ成分とハレーションによるエッジ成分とを区別可能となり、誤認識の発生を防止することができる。表示方法としては、例えば第 13 図 (b) に示すように、ハレーション部分のエッジ成分を破線にする等が考えられる。

尚、本実施例ではハレーション検出を B 信号のレベルに基づいて行っているため、染色を行った場合等に検出精度の低下が生じる可能性がある。このような場合には、RGB 3 信号から輝度信号 Y を以下の式により求め、この輝度信号 Y のレベルからハレーション検出を行っても良い。

$$Y = 0.31R + 0.59G + 0.11B$$

その他の構成、作用及び効果は第 1 実施例と同様である。

第 14 図は本発明の第 5 実施例における画像処理部の構成を示すブロック図である。

本実施例の構成は、基本的には、第 1 実施例と

- 40 -

ション検出部 312 からの信号に応じて、逆  $\gamma$ 補正回路 301R, 301G, 301B の出力を、微分回路 302R, 302G, 302B または  $\gamma$ 補正回路 304R, 304G, 304B に選択的に出力するようになっている。前記微分回路 302R, 302G, 302B の出力は前記  $\gamma$ 補正回路 304R, 304G, 304B に入力されるようになっている。そして、前記  $\gamma$ 補正回路 304R, 304G, 304B の出力が RGB 信号として出力されるようになっている。

次に、本実施例の作用について説明する。

本実施例における画像処理部 108 は、第 4 実施例と同様に、エッジ抽出処理を行う。

第 3 図に示すように、画像処理部 108 には、RGB 3 波長領域に対応する映像信号が入力される。各入力信号は、それぞれ逆  $\gamma$ 補正回路 201R, 201G, 201B に入力され、 $\gamma$ 補正回路 103 で既に  $\gamma$ 補正が行われていることから、これを元に戻すために逆  $\gamma$ 補正が行われる。逆  $\gamma$ 補正回路 201R, 201G, 201B の出力は、

- 42 -

ハレーション検出部312に入力される。このハレーション検出部312では、RGB3信号から輝度信号Yを以下の式により求め、この輝度信号Yのレベルからハレーション検出を行う。

$$Y = 0.31R + 0.59G + 0.11B$$

すなわち、ハレーション検出部312では輝度信号Yのレベルを監視しており、1画面中に存在するハレーション部分の割合を求め、これが所定の値（例えば40%）以上になる場合、警告出力装置314へ信号を送る。この警告出力装置314は、例えば警告ランプや警告ブザーである。このようにして、入力された画像はハレーションによる無効領域が多く画像処理に不適当であることが、使用者に対して警告される。また、ハレーション検出部312は、ハレーション部分の割合が所定の値以上になる場合に、セクタ313R、313G、313Bへ制御信号を出力し、これによりセクタ313R、313G、313Bは、逆γ補正回路301R、301G、301Bの出力をそのままγ補正回路304R、304G、304

- 43 -

Bへ送る。すなわち、入力信号は何ら処理されることなく、そのままの信号が出力される。

一方、ハレーション部分の割合が所定の値に満たない場合、ハレーション検出部312は、セクタ313R、313G、313Bへ制御信号を出力し、これによりセクタ313R、313G、313Bは、逆γ補正回路301R、301G、301Bの出力を微分回路302R、302G、302Bへ送る。この場合は、RGB入力信号は、それぞれ、微分回路302R、302G、302Bにて微分処理されてエッジ部分のみが抽出される。この微分回路302R、302G、302Bの出力は、それぞれγ補正回路304R、304G、304Bにより再度γ補正が行われRGB信号として出力される。

このように本実施例では、旗幟上信頼性がないと判断されるハレーション部分の無効領域を検出する。そして、この無効領域が所定の割合以上含まれると判断された場合、警告を発し以後の処理を停止する。これにより、画像処理に不適当な画

- 44 -

像を処理することにより発生する誤認識を防止することができる。

尚、本実施例では、ハレーション部分等の無効領域の割合が所定以上の場合、警告を発し以後の処理を自動的に停止するが、警告を発した後、画像処理を行うか否かをスイッチ等により手動で選択可能にしても良い。

その他の構成、作用及び効果は第1または第4実施例と同様である。

以下の第6ないし第9実施例は、画像処理前に無効領域と有効領域とを区別する例である。

第15図は本発明の第6実施例における内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

本実施例における内視鏡装置の全体の構成は、第2図と同様である。

第15図に示すように、電子内視鏡1の挿入部2内には、照明光を伝達するライトガイド514が挿通されている。このライトガイド514の先端面は、挿入部2の先端部9に配置され、この先端部9から照明光を出射できるようになっている。

- 45 -

また、前記ライトガイド514の入射端側は、ユニバーサルコード4内を挿通されてコネクタ5に接続されている。また、前記先端部9には、対物レンズ系515が設けられ、この対物レンズ系515の結像位置に、固体撮像素子516が配設されている。この固体撮像素子516は、可視領域を含め紫外領域から赤外領域に至る広い波長範囲で感度を有している。前記固体撮像素子516には、信号線526、527が接続され、これら信号線526、527は、前記挿入部2及びユニバーサルコード4内を挿通されて前記コネクタ5に接続されている。

一方、観察装置（以下、ビデオプロセッサと記す。）6内には、紫外光から赤外光に至る広帯域の光を発光するランプ521が設けられている。このランプ521としては、一般的なキセノンランプやストロボランプ等を用いることができる。前記キセノンランプやストロボランプは、可視光のみならず紫外光及び赤外光を大量に発光する。このランプ521は、電源部522によって電力

- 46 -

が供給されるようになっている。

前記ランプ521の前方には、モータ523によって回転駆動される回転フィルタ539が配設されている。この回転フィルタ539には、赤(R)、緑(G)、青(B)の各波長領域の光を透過するフィルタが、周方向に沿って配列されている。また、前記モータ523は、モータドライバ525によって回転が制御されて駆動されるようになっている。

前記回転フィルタ539を透過し、R、G、Bの各波長領域の光に時系列的に分離された光は、前記ライトガイド514の入射端に入射され、このライトガイド514を介して先端部9に導かれ、この先端部9から出射されて、観察部位を照明するようになっている。

この照明光によって照明された観察部位からの光は、対物レンズ系515によって、固体撮像素子516上に結像され、光電変換されるようになっている。この固体撮像素子516には、前記信号線526を介して、前記ビデオプロセッサ6内

- 47 -

のドライバ回路531からの駆動パルスが印加され、この駆動パルスによって読み出し、転送が行われるようになっている。この固体撮像素子516から読み出された映像信号は、信号線527を介して、前記ビデオプロセッサ6内または電子内視鏡1内に設けられたプリアンプ532に入力されるようになっている。このプリアンプ532で増幅された映像信号は、プロセス回路533に入力され、このプロセス回路533にて、γ補正及びキャリア除去等の信号処理を施し、ハレーション部に対してはニー(knee)特性を持たせ、暗部に対してはバイアスを与えてベデスタルレベルにする処理を行うようになっている。前記プロセス回路533の出力は、A/Dコンバータ534によって、デジタル信号に変換されるようになっている。このデジタルの映像信号は、出力範囲制限用のルックアップテーブルを設けた出力範囲LUT(ルックアップテーブル)545を経て、セレクト535によって、例えば赤(R)、緑(G)、青(B)の各色に対応するメモリ(1)

- 48 -

536a、メモリ(2)536b、メモリ(3)536cに選択的に記憶されるようになっている。前記メモリ(1)536a、メモリ(2)536b、メモリ(3)536cは、同時に読み出され、D/Aコンバータ537によって、アナログ信号に変換され、R、G、B色信号として出力されるようになっている。

また、表示用の画面枠を発生する画面枠発生回路540が設けられ、この画面枠発生回路540からの制御信号にて、前記D/Aコンバータ537の出力映像信号に表示用の枠が合成され、スーパーインポーズ回路541に出力される。このスーパーインポーズ回路541では、文字情報入力回路542にて入力された患者情報を画像情報にスーパーインポーズする。このようにして表示用の枠、及び患者情報等の文字情報が付加された映像信号は、R、G、B信号としてマトリクス回路543と画像処理装置560に出力されるようになっている。前記マトリクス回路543では、前記R、G、B信号を色差信号と輝度信号に変換し、

- 49 -

この色差信号と輝度信号はエンコーダ回路544に入力され、NTSC信号に変換されて出力されるようになっている。そして、このNTSC信号が、カラーモニタ7に入力され、このカラーモニタ7によって、観察部位がカラー表示されるようになっている。

また、前記ビデオプロセッサ6内には、システム全体のタイミングを作るタイミングジェネレータ538が設けられ、このタイミングジェネレータ538によって、モータドライバ525、ドライバ回路531、メモリ536a、536b、536c等の各回路間の同期が取られている。

前記画像処理装置560は、例えば第1ないし第5実施例に示すような画像処理を行い、処理結果を、テレビモニタやビデオプリンタ等の表示機器561に出力し、この表示機器561に画像処理結果が表示されるようになっている。

また、本実施例では、前記表示機器561の種類を判別する表示機器判別回路547が設けられ、この回路547は、表示機器561がどのような

- 50 -

種類の機器かを判別し、表示機器判別信号をデータセレクト回路546に入力するようになっている。このデータセレクト回路546は、前記表示機器判別信号に基づいて出力範囲LUT545を制御し、各表示機器毎に異なるデータを選択するように出力範囲LUT545のアドレスを指定するようになっている。前記出力範囲LUT545は、指定されたアドレスデータに基づき、A/Dコンバータ534の出力画像信号を各表示機器561の種類に応じた出力範囲に制限するようになっている。尚、出力範囲の制限は、例えば、出力範囲の上限以上の値は全て上限値とし、下限以下の値は全て下限値とすることによって行われる。

従来、表示用の機器がテレビモニタのみであったり、表示能力の異なる機器を使用した場合においても、信頼性のある有効データ領域についての考慮がなされていなかった。すなわち、階調特性の優れたモニタと階調特性の劣ったモニタ、もしくはビデオプリンタ等の階調表現の狭い表示機器等、どのような表示機器に対しても同様な画像デ

- 51 -

本実施例では、第6実施例における出力範囲LUT545、データセレクト回路546、表示機器判別回路547はなく、A/Dコンバータ534の出力は、そのままセクタ535に入力されるようになっている。

また、スーパーインポーズ回路541からのR、G、B画像信号は、色ズレ検出回路547と画像セレクト回路549とに入力されるようになっている。画順次方式の内視鏡では時系列的に色分離を行っているため、被写体の動きが早い場合等には、各色に対応する各画像の位置がずれて原色等が表れる、いわゆる色ズレが発生する。前記色ズレ検出回路547は、この色ズレ量と色ズレが生じている範囲を検出するようになっている。この色ズレ検出回路547は、例えば、第17図に示すような構成になっている。すなわち、G画像信号は、第1積分器571と減算器574とに入力されるようになっている。また、B画像信号は、可変ゲイン増幅器570を経て、第2積分器572と前記減算器574とに入力されるようになっ

- 53 -

て入力していた。そのため、階調特性の優れた表示機器においては表示能力を十分に生かせず、また、階調特性の劣った表示機器においては表示能力不十分のためアーチファクトを生じていた。

そこで、本実施例では、表示機器判別回路547にて表示機器561の種類を判別し、その表示機器561の表示能力に合わせて、出力範囲LUT545にてデータの有効領域を決定するようになっている。

このように、本実施例によれば、表示機器によるアーチファクトを防ぐことができ、画像処理システムとして正確な処理を行うことができ、診断能力が向上するという効果がある。

その他の構成、作用及び効果は第1実施例と同様である。

第16図ないし第18図は本発明の第7実施例に係り、第16図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第17図は色ズレ検出回路の構成を示すブロック図、第18図は色ズレ検出回路の動作を示す波形図である。

- 52 -

ている。前記両積分器571、572の出力は、前記可変ゲイン増幅器570のゲインを制御するゲイン制御回路573に入力されるようになっている。また、前記減算器574の出力は、ウインドコンパレータ575に入力されるようになっている。このウインドコンパレータ575の上側のしきい値V<sub>th</sub>と下側のしきい値-V<sub>th</sub>は、ウインド設定器576によって設定されるようになっている。前記ウインドコンパレータ575の出力が、第16図のマスク信号発生回路548に入力されるようになっている。この色ズレ検出回路547では、G画像信号は、第1積分器571で1フィールドまたは1フレーム期間積分される。また、B画像信号は、可変ゲイン増幅器570で増幅された後、第2積分器572で1フィールドまたは1フレーム期間積分される。前記両積分器571、572の各出力は、ゲイン制御回路573で比較され、このゲイン制御回路573の出力は両積分器571、572の各出力が等しくなるように、可変ゲイン増幅器570のゲインを制御する。そ

- 54 -

の結果、減算器 574 に入力される G 画像信号と B 画像信号は、1 フィールドまたは 1 フレーム期間内でその積分値が等しくなる。G 画像信号と B 画像信号とは相関が高いため、前記減算器 574 の出力は、第 18 図 (a) に示すように、色ズレが生じていない場合は 0 に近付くが、色ズレが生じている場合には絶対値が大きくなる。ウインドコンパレータ 575 は、第 18 図 (b) に示すように、前記減算器 574 の出力が  $V_{th}$  から  $-V_{th}$  の範囲を外れた場合に H レベルの信号を出力し、それ以外の場合は L レベルの信号を出力する。従って、前記ウインドコンパレータ 575 の出力が H レベルの領域が色ズレの大きい領域である。

前記色ズレ検出回路 547 は、マスク信号発生回路 548 を制御し、色ズレ量が設定値以上の場合には、マスク信号発生回路 548 から、無効領域データとしてのマスク信号を発生させるようになっている。このマスク信号は、前記画像セレクト回路 549 に入力されるようになっている。この画像セレクト回路 549 は、色ズレのないまた

- 55 -

本実施例では、第 6 実施例における出力範囲 LUT 545、データセレクト回路 546、表示露光判別回路 547 はなく、プロセス回路 533 の出力は、クリップ回路 550、A/D コンバータ 534、LUT 回路 551 を経て、セクタ 535 に入力されるようになっている。

プロセス回路 533 から出力された画像信号はクリップ回路 550 に入力され、このクリップ回路 550 にて、S/N が低下し信頼性の欠ける低レベルの画像信号と露出オーバーもしくはハレーション部のような高レベルの画像信号が、それぞれ一定の値にクリップされる。このようにクリップ回路 550 にて、無効なデータは一定の値とされ、A/D コンバータ 534 にてデジタルデータに変換され、LUT 回路 551 に入力される。この LUT 回路 551 では、第 20 図に示すような入出力特性でデータを交換する。すなわち、クリップ回路 550 にて一定の値にクリップされた低レベル部、高レベル部については、共に、一定の無効信号レベルに変換する。そして、このように

- 57 -

は少ない領域についてはスーパーインポーズ回路 541 からの原画像を選択し、色ズレ検出回路 547 で検出された色ズレが生じている領域については、マスク信号発生回路 548 から発生されるマスク信号を選択して、画像処理装置 560 に送るようになっている。

面順次方式の内視鏡で得た各波長帯域別の画像画にて演算を行うと、色ズレが生じている部分はアーチファクトを生じる。

そこで、本実施例では、色ズレ検出回路 547 にて色ズレを生じている領域を検出し、この領域の画像信号をマスク信号に置き換えている。これにより、画像処理結果の有効領域と無効領域が明確に区別される。

その他の構成、作用及び効果は第 6 実施例と同様である。

第 19 図及び第 20 図は本発明の第 8 実施例に係り、第 19 図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第 20 図は LUT 回路の入出力特性を示す特性図である。

- 56 -

変換された画像信号が、セクタ 535 に入力される。

画像データのうちの低レベルのデータは、ハレーション部または非常に露出レベルが高いため、二重特性を持つプロセス回路 533 にて非直線な入出力関係となっている。また、暗部では、露出不足のため画像信号が低レベルとなるため S/N が低下し、信頼性に乏しい画像データとなってしまう。このような高レベルや低レベルのデータを用いて画像処理や計測を行うとアーチファクトを生じる虞がある。

そこで、本実施例では、低レベル部、高レベル部については、クリップ回路 550 にて一定の値にクリップし、LUT 回路 551 にて一定の無効信号レベルに変換している。これにより、画像処理結果の画像において無効領域は、無効領域特有の一律な領域として表示されるので、有効領域と無効領域が明確に区別され、診断能が向上する。

尚、クリップ回路 550 で設定する有効データ範囲は、観察、画像処理、計測等の各使用目的に

- 58 -



応じて、各使用目的に要求される精度範囲に変えるようにしても良い。

その他の構成、作用及び効果は第6実施例と同様である。

第21図は本発明の第9実施例における内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

本実施例では、第6実施例における出力範囲LUT545、データセレクト回路546、表示機器判別回路547はなく、A/Dコンバータ534の出力は、そのままセクタ535に入力されるようになっている。

また、画像処理装置560は、第1実施例の第1図に示す画像処理部108と略同様の構成であるが、本実施例における無効領域検出回路210には、リニアアンプ、差動アンプ、除算器の出力ではなく画面枠発生回路540及び文字情報入力回路542の各出力が入力されるようになっている。

内視鏡装置から出力される画像信号のうち、必ずしも全ての信号が画像処理に有効であるわけ

- 59 -

しても良い。

その他の構成、作用及び効果は、第1または第6実施例と同様である。

第22図及び第23図は本発明の第10実施例に係り、第22図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第23図は回転フィルタの各フィルタの透過特性を示す特性図である。

本実施例は、画像処理後に無効領域と有効領域とを区別する例である。

本実施例では、回転フィルタ539の各フィルタは、第23図に示すように、それぞれ、570nm、650nm、805nmを中心とする狭帯域の光を透過するようになっている。

また、本実施例では、第6実施例における出力範囲LUT545、データセレクト回路546、表示機器判別回路547はなく、A/Dコンバータ534の出力は、そのままセクタ535に入力されるようになっている。また、D/Aコンバータ537以降の構成が、第6実施例と異なっている。すなわち、D/Aコンバータ537から出

- 61 -

ない。すなわち、画面枠や患者データ等の文字情報等は、画像処理の必要がないばかりか、内視鏡で撮像した画像データと明確に区別しなければ、画像処理後のデータは意味をなくしてしまう。このような画面枠や患者データ等の文字情報等と有効領域との区別を画像処理装置側のソフトウェアにて行くと、処理速度の低下を招く。

そこで、本実施例では、画面の枠情報を発生する画面枠発生回路540の出力と、患者データ等の文字情報を入力する文字情報入力回路542の出力を、画像処理装置560内の無効領域検出回路210に入力し、この無効領域検出回路210にて、画像処理に必要とされる有効領域と画像処理の必要のない無効領域とを区別している。これにより、有効領域と無効領域を区別して出力でき、アーチファクトをなくすることにより診断能を向上できると共に、画像処理装置560のソフトウェアの負担を軽くして高速の処理が可能となる。

尚、観察、画像処理、計測等の各使用目的に応じて、有効領域及び無効領域を変更できるように

- 60 -

力された各波長域の画像データは、Hb算出回路645に入力されるようになっている。このHb算出回路645は、生体のヘモグロビン（以下、Hbと記す。）分布を算出するもので、第3実施例における演算と同様に、570nmを中心透過波長とするフィルタと805nmを中心透過波長とするフィルタを透過した各照明光により映像化された各画像データの対数を算出した後、そのレベル差を算出するものである。前記Hb算出回路645にて算出されたHb分布は、表示範囲指定回路646に入力されるようになっている。この表示範囲指定回路646は、表示を行うHb濃度の範囲を指定するもので、その範囲は、ビデオプロセッサ6に設けられた図示しない操作部により変えることができるようになっている。

前記表示範囲指定回路646にて表示範囲を指定されたHb分布画像は、コントラスト調整回路647とレベル検出回路648とに入力されるようになっている。前記コントラスト調整回路647は、表示範囲指定回路646にて指定された範

- 62 -

間のHb分布を、観察に最適なコントラストとなるように調整するものであり、コントラストの調整はビデオプロセッサ6に設けられた図示しない操作部によって行うことができるようになっている。前記コントラスト調整回路647にてコントラストが調整されたHb分布画像は、選択回路650に入力されるようになっている。一方、前記レベル検出回路648は、表示範囲指定回路646から出力される画像データのレベルを検出し、前記選択回路650を制御する。すなわち、レベル検出回路648は、モニタに表示を行った場合にアーチファクトを生じる画像レベルの検出を行い、検出された画像レベルを有する画像信号部分に関して、選択回路650が、コントラスト調整回路647からの信号ではなく、マスク信号発生回路649の信号を入力するように、選択回路650を制御する。

前記選択回路650にて、アーチファクトを生じる無効領域についてはマスク信号に置き換えられ、このようにして、有効なHb分布画像領域と

- 63 -

を正規の表示方法以外で表示させるようにしたので、画像処理の結果に関して誤認識を防止することができる。

その他の構成、作用及び効果は第6実施例と同様である。

第24図は本発明の第11実施例における内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

本実施例は、メモリ536a、536b、536c以降の構成が第10実施例と異なる。

本実施例では、各メモリ536a～536cから出力された画像信号は、D/Aコンバータ537、選択回路656、ハレーション検出回路652及び暗部検出回路653に入力されるようになっている。

前記D/Aコンバータ537の出力画像信号には、画面枠発生回路540による表示用の枠が合成され、スーパーインポーズ回路541で、文字情報入力回路542にて入力された患者情報が画像情報にスーパーインポーズされる。このようにして表示用の枠、及び患者情報等の文字情報が付

- 65 -

アーチファクトを生じる無効領域とが明確に区別された画像信号は、疑似カラー化回路651にて、画像信号のレベルに応じて疑似カラー化処理される。この疑似カラー化回路651からのHb分布画像は、スーパーインポーズ回路541に入力され、文字情報入力回路542にて入力された患者情報が画像情報にスーパーインポーズされる。このようにして表示用の枠、及び患者情報等の文字情報が付加された画像信号は、R、G、B信号として出力されると共に、マトリクス回路543に入力される。このマトリクス回路543では、前記R、G、B信号を色差信号と輝度信号に変換し、この色差信号と輝度信号はエンコーダ回路544に入力され、NTSC信号に変換されて出力される。そして、前記NTSC信号またはR、G、B信号が、カラーモニタに入力され、このカラーモニタにHb分布画像が疑似カラー表示される。

このように本実施例では、Hb分布算出処理の後に、モニタに表示を行った場合にアーチファクトを生じる画像レベルの領域を検出し、その領域

- 64 -

加された画像信号は、R、G、B信号として出力されると共に、マトリクス回路543、エンコーダ回路544を経て、NTSC信号として出力されるようになっている。

また、前記選択回路656の出力は、画像処理回路657で、第10実施例と同様のHb分布算出の画像処理がなされるようになっている。この画像処理回路657の出力は、D/Aコンバータ658にてアナログ信号に変換されて出力されるようになっている。

前記暗部検出回路653は、前記メモリ536a～536cから出力された画像信号レベルが各画像共低く、照明が十分に行われずにS/Nが劣化している部分を検出する。この暗部検出回路653は、暗部処理回路654に画像データを送ると共に、選択回路656と画像処理回路657を制御するようになっている。前記暗部処理回路654は、前記暗部検出回路653で検出された暗部に関して、原画像を加工して選択回路656に送るようになっている。原画像の加工処理として

- 66 -

は、例えば、ノイズ除去のためのローパスフィルタによる処理を行った後、各部位の画像レベルを等しくする処理を行う。前記暗部検出回路653は、検出した暗部に関しては、メモリ536a~536cからの画像データに代えて暗部処理回路654からの画像データを選択するように選択回路656を制御する。暗部検出回路653にて検出された、十分に照明が行われていない観察部位に関しては、Hb分布画像として十分な信頼性が得られない。そこで、このような部位は、Hbが存在せず且つ暗部であることが認識されるように、暗部処理回路654で各部位の画像レベルが等しくされる。

一方、ハレーション検出回路652は、メモリ536a~536cから出力された画像データのうち、その周辺と極端に異なり且つ画像データレベルが飽和している部分を、ハレーション部として検出するようになっている。このハレーション検出回路652は、ハレーションマスクデータ発生回路655、選択回路656及び画像処理回路

- 67 -

選択回路657で選択された画像データは、画像処理回路657にて処理され、Hb分布画像が作成される。選択回路657には、暗部検出回路653、ハレーション検出回路652、画面枠発生回路540からの各出力信号が、制御信号として入力されている。そして、画像処理回路657は、先に検出された暗部及びハレーション部に関しては、各検出回路653、652からの信号に基づき処理を行わないと共に、暗部処理回路654からの信号と、ハレーションマスクデータ発生回路655からの信号を、そのままD/Aコンバータ658に出力するようになっている。また、画像処理回路657は、Hbの分布画像として処理を行う必要のない画面枠外のデータについても処理を行わない。

前記画像処理回路657にて処理されて得られたHb分布の画像データは、D/Aコンバータ658にてアナログ画像信号に変換されてモニタ等に出力されるようになっている。

このように本実施例では、Hb分布データとし

- 69 -

657を制御するようになっている。すなわち、ハレーション検出回路652は、ハレーション部を検出すると、ハレーションマスクデータ発生回路655のROMに記憶させてあるハレーションマスクデータを、選択回路656に出力させると共に、メモリ536a~536cからの画像データに代えてハレーションマスクデータ発生回路655からのマスクデータを選択するように選択回路656を制御する。

前記選択回路656は、暗部でもハレーション部でもなく、Hb分布画像として十分に信頼性のある画像データ部分に関しては、メモリ536a~536cからの画像データをそのまま選択する。また、選択回路656は、暗部検出回路653にて検出された暗部及びハレーション検出回路652にて検出されたハレーション部については、それぞれ、暗部処理回路654にて処理された画像信号及びハレーションマスクデータ発生回路655から出力されるマスクデータの画像信号を選択する。

- 68 -

て信頼性のある領域に関してのみHb分布信号の処理を行い、他の無効領域、すなわち暗部、画面枠外のデータ、及びハレーション部の各々について、異なる処理を行うことにより、有効領域と無効領域とを区別でき、Hb分布の誤認識を防止でき、観察能が向上することにより、的確な診断が可能となる。

尚、第24図のスーパーインポーズ回路541で文字情報がスーパーインポーズされた後の画像を用いて画像処理回路657にて画像処理を行う場合には、文字情報入力回路542からの信号を画像処理回路657に送り、この画像処理回路657にて文字情報部分に関しては画像処理を行わないようにしても良い。

その他の構成、作用及び効果は第10実施例と同様である。

第25図は本発明の第12実施例における内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

本実施例では、第11実施例における暗部処理回路654、ハレーションマスクデータ発生回路

- 70 -

655及び選択回路656がなく、メモリ536a~536cから出力された画像データはそのまま画像処理回路657に入力されるようになっている。また、この画像処理回路657には、暗部検出回路653とハレーション検出回路652の各出力が入力されるようになっている。

前記画像処理回路657は、Hb分布を疑似カラー化する処理を行うようになっている。処理の方法は、第3実施例と同様である。この画像処理回路657は、前記暗部検出回路653及びハレーション検出回路652の各出力に基づいて、これらの回路653、652によって検出された暗部及びハレーション部の無効領域については、前述のHb分布を疑似カラー化する処理を行わず、そのまま出力するようになっている。これにより、疑似カラー化処理で使用する色として原画像には現れない色を使用すれば、有効領域と無効領域とが区別可能となる。

また、前記画像処理回路657は、暗部及びハレーション部の無効領域については、Hb分布を

- 71 -

また、本発明が適用される内視鏡は、先端に固体撮像素子を有するタイプでも、光学ファイバによるイメージガイドを経由して、被視察物の外部に像を導いてから、撮像素子で撮像するタイプのいずれでも良い。

また、本発明は、内視鏡に限らず、例えば、顕微鏡に外付けテレビカメラを装着し、この映像信号に対して画像処理を施す場合や、フィルム等の原稿をスキャナーを用いて映像信号に変換し、この映像信号に対して画像処理を施す場合等にも適用することができる。

#### 〔発明の効果〕

以上説明したように本発明によれば、画像処理を行うことまたは画像処理の結果に関する無効領域と、有効領域とを認識可能に区別できるので、必要とする精度を満たしていない領域を識別でき、誤認識の発生を防止し、信頼性の高い情報を得ることが可能になるという効果がある。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図ないし第4図は本発明の第1実施例に係

- 73 -

疑似カラー化する処理を行わないと共に、原画像をモノクロ画像として出力するようにしても良い。原画像のモノクロ画像化は、入力されるR、G、B信号から輝度信号を生成し、この輝度信号に基づいてR、G、B信号のレベルを等しくすることで可能である。

このように、本実施例によれば、信頼性の高い有効領域については、Hb分布が疑似カラー表示され、信頼性の低い暗部及びハレーション部については原画像がそのままあるいはモノクロ画像として表示されるので、処理結果の画像において有効領域と無効領域とを識別できると共に、無効領域についてはその無効原因を直接的に認識することができる。

その他の構成、作用及び効果は第11実施例と同様である。

尚、本発明は、上記各実施例に限定されず、画像処理内容は、各実施例に示すものに限らず、ヒストグラムの平坦化等による偽造強調処理や計測等にも応用することができる。

- 72 -

り、第1図は画像処理部の構成を示すブロック図、第2図は内視鏡装置の全体を示す説明図、第3図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第4図は本実施例による画像処理を説明するための説明図、第5図ないし第7図は本発明の第2実施例に係り、第5図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第6図は色彩強調処理を示すフローチャート、第7図は色彩強調処理の結果を示す説明図、第8図ないし第11図は本発明の第3実施例に係り、第8図ないし第10図はヘモグロビン抽出処理を示すフローチャート、第11図は本実施例による出力画像を示す説明図、第12図及び第13図は本発明の第4実施例に係り、第12図は画像処理部の構成を示すブロック図、第13図は従来のエッジ抽出処理による画像と本実施例による出力画像を示す説明図、第14図は本発明の第5実施例における画像処理部の構成を示すブロック図、第15図は本発明の第6実施例における内視鏡装置の構成を示すブロック図、第16図ないし第18図は本発明の第7実施例に係り、第16図は内視鏡

- 74 -

装置の構成を示すブロック図、第17図は色ズレ検出回路の構成を示すブロック図、第18図は色ズレ検出回路の動作を示す波形図、第19図及び第20図は本発明の第8実施例に係り、第19図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第20図はLUT回路の入出力特性を示す特性図、第21図は本発明の第9実施例における内視鏡装置の構成を示すブロック図、第22図及び第23図は本発明の第10実施例に係り、第22図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第23図は回転フィルタの各フィルタの透過特性を示す特性図、第24図は本発明の第11実施例における内視鏡装置の構成を示すブロック図、第25図は本発明の第12実施例における内視鏡装置の構成を示すブロック図、第26図は従来の内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

1…電子内視鏡

108…画像処理部

204R, 204G, 204B…logアンプ

205, 206…差動アンプ

207…除算器

208…セレクタ

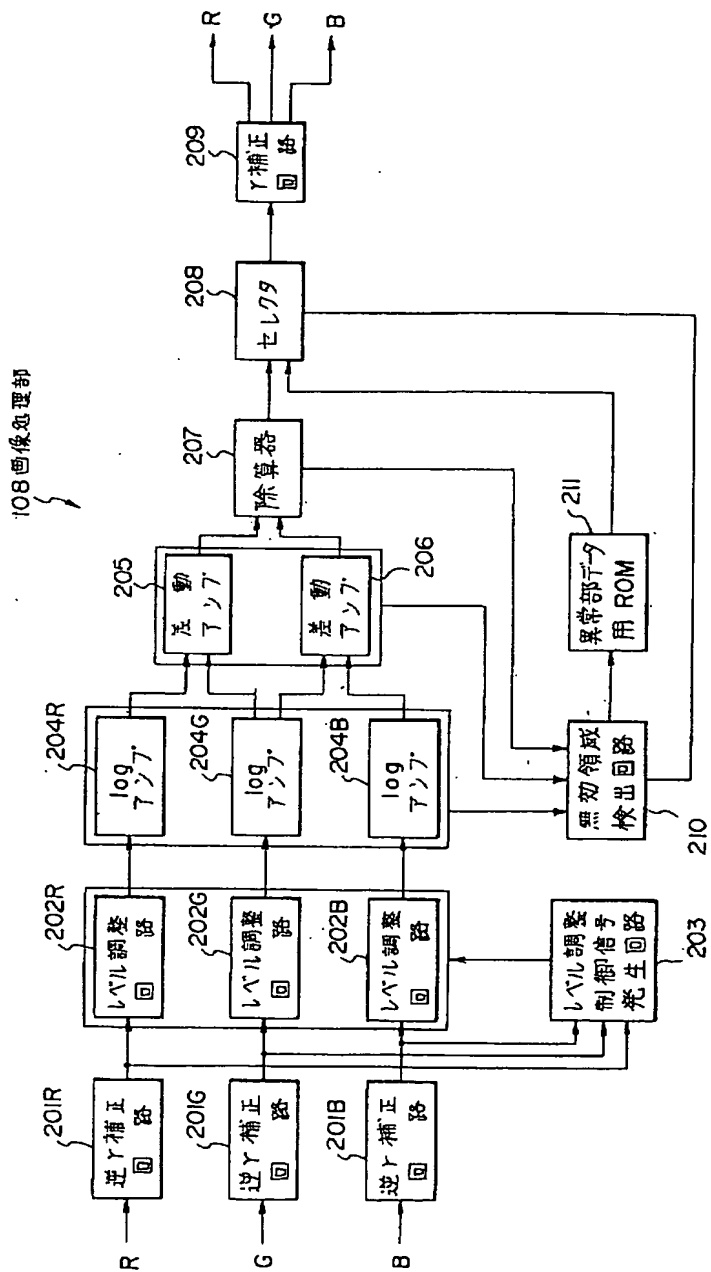
210…無効領域検出回路

211…異常部データ用ROM

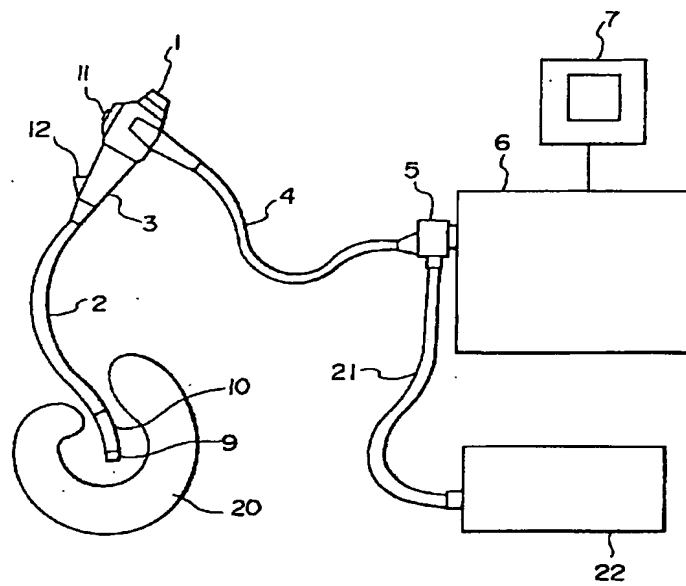
代理人 弁理士 伊 藤 進



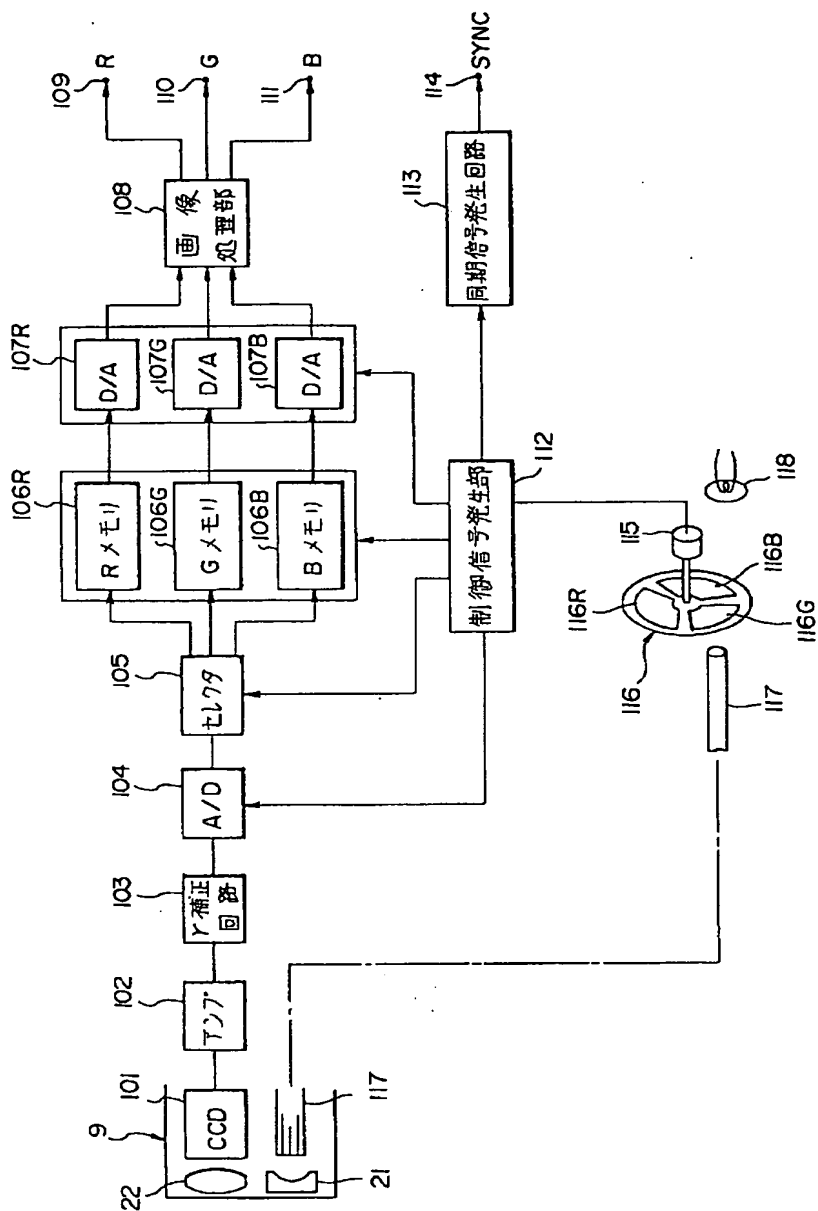
第 1 図



第 2 図

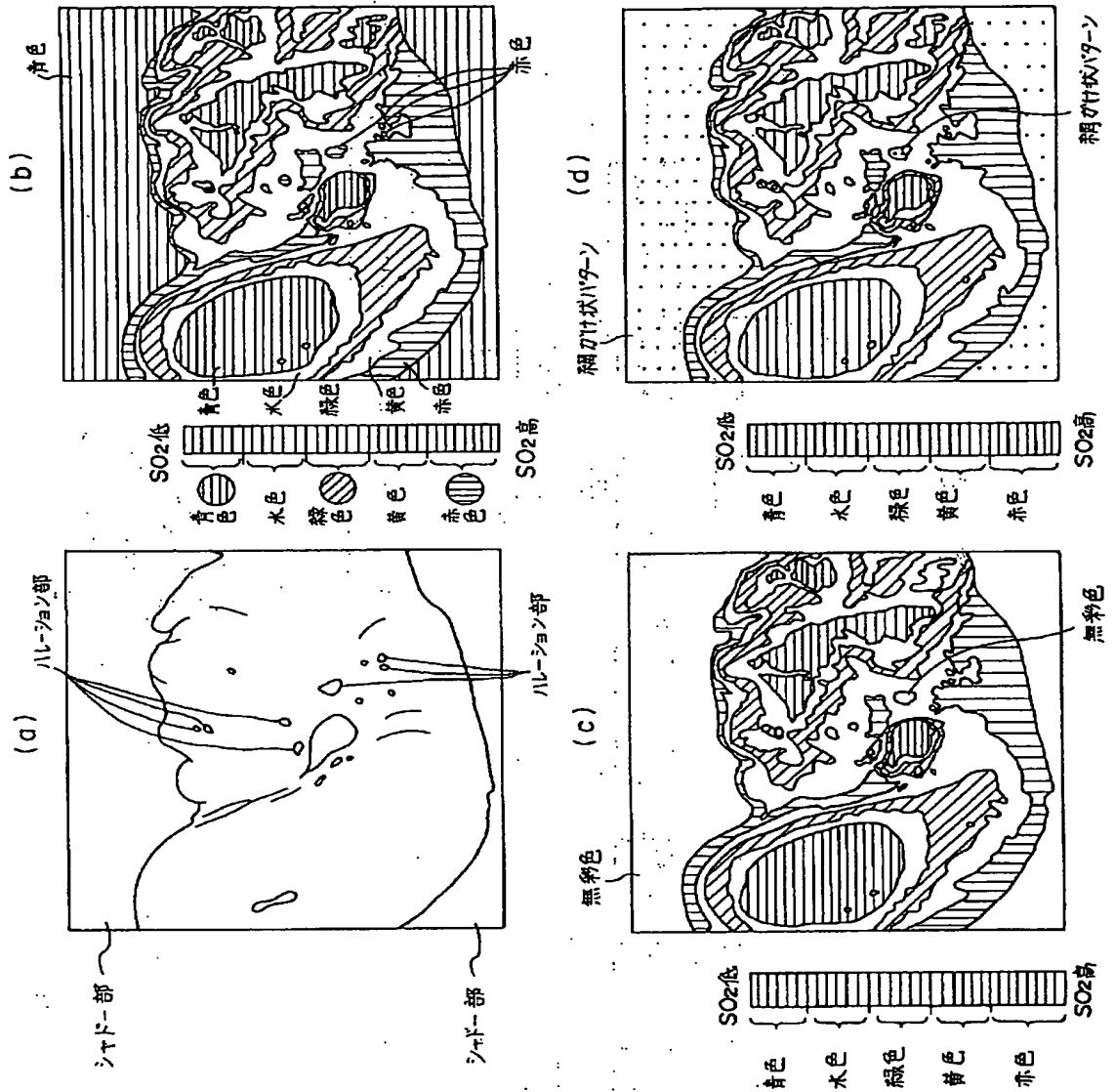


第3図

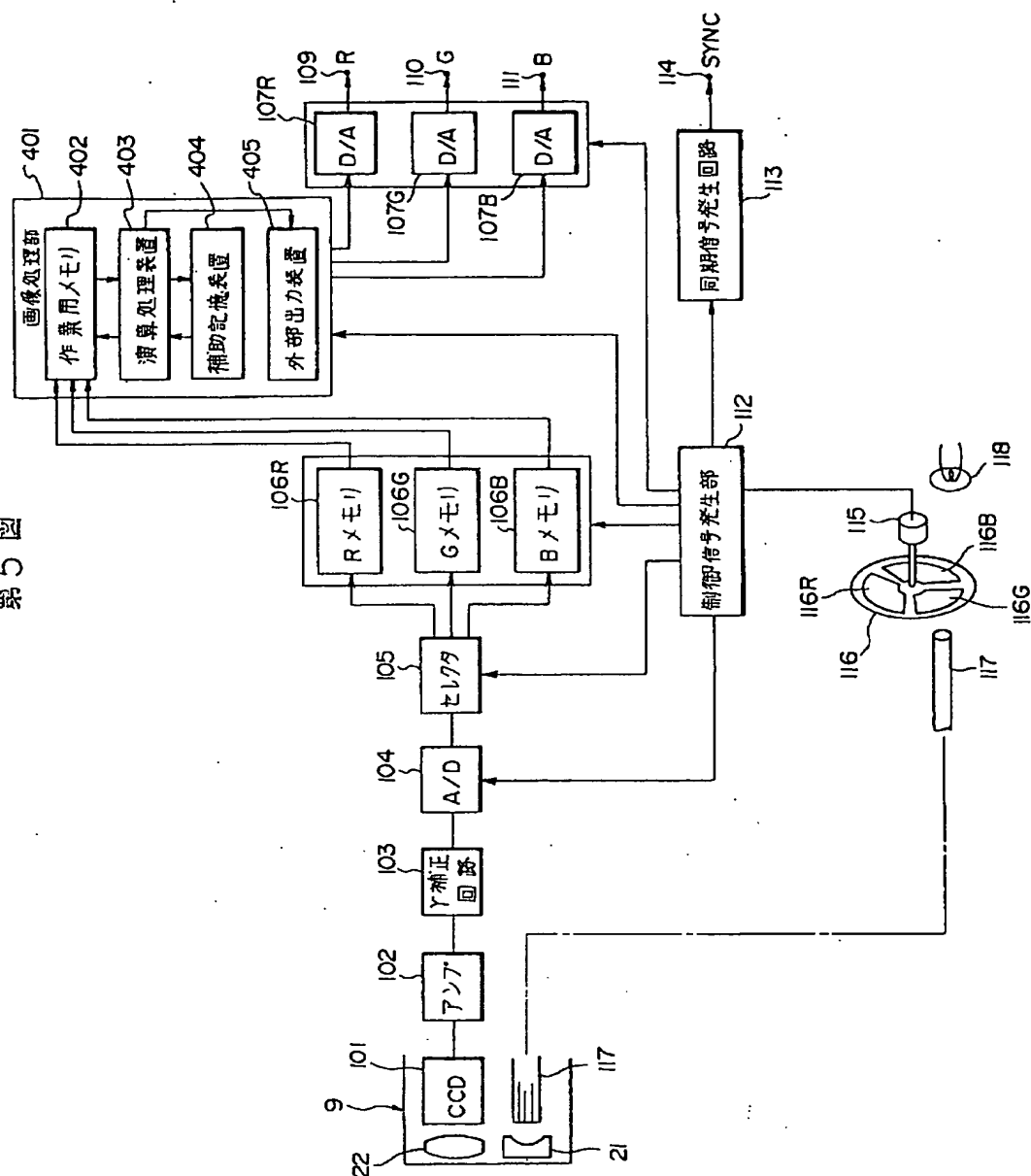




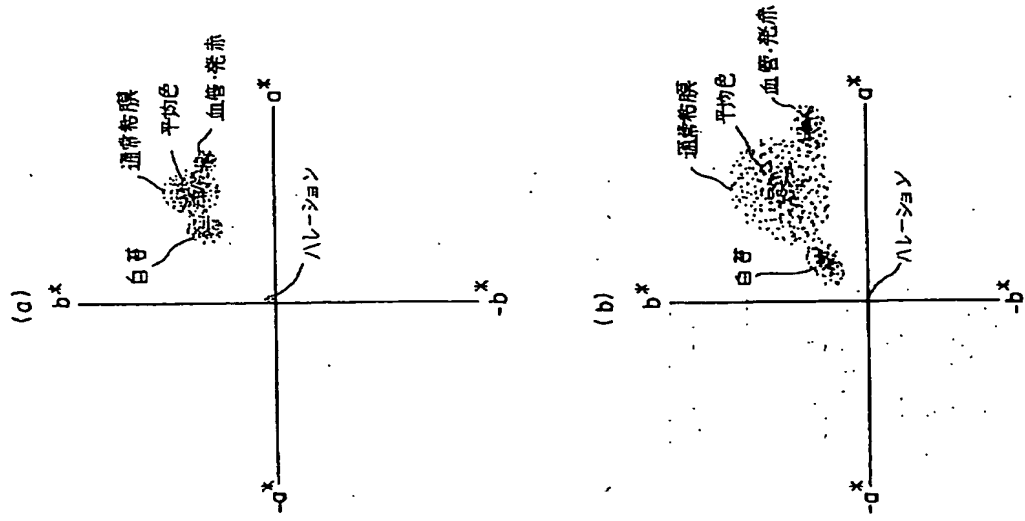
第 4 図



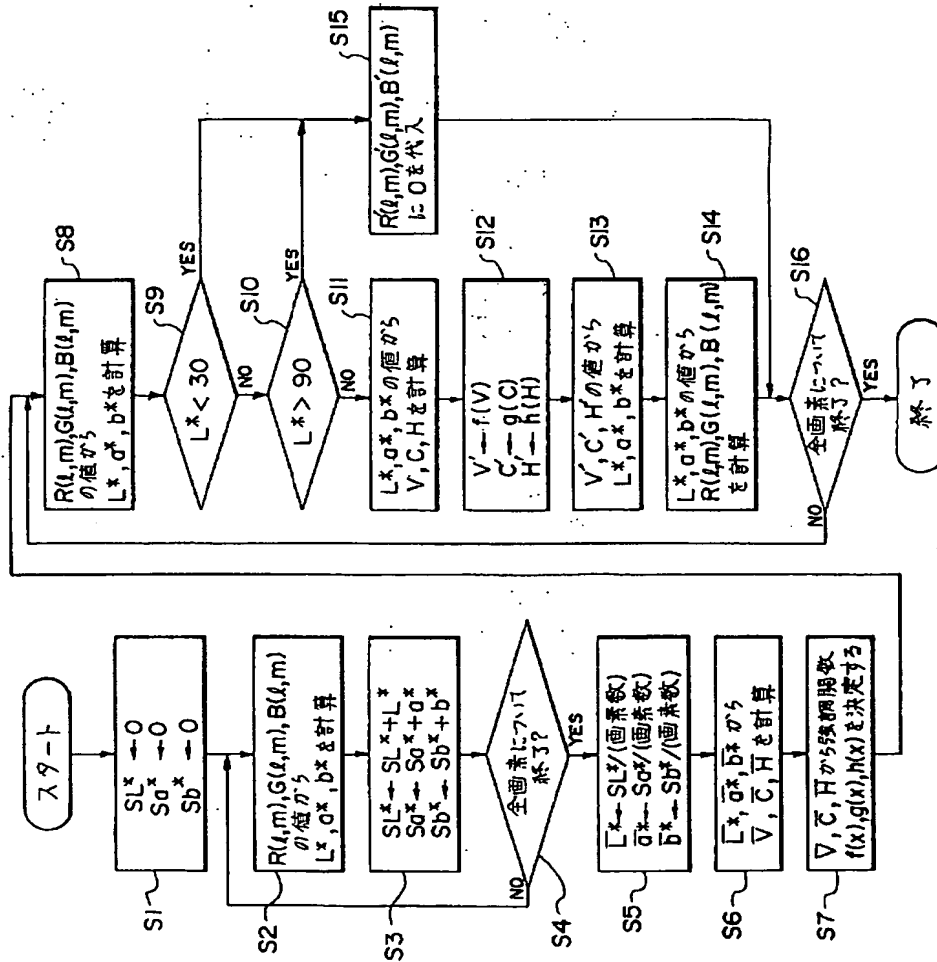
第5図



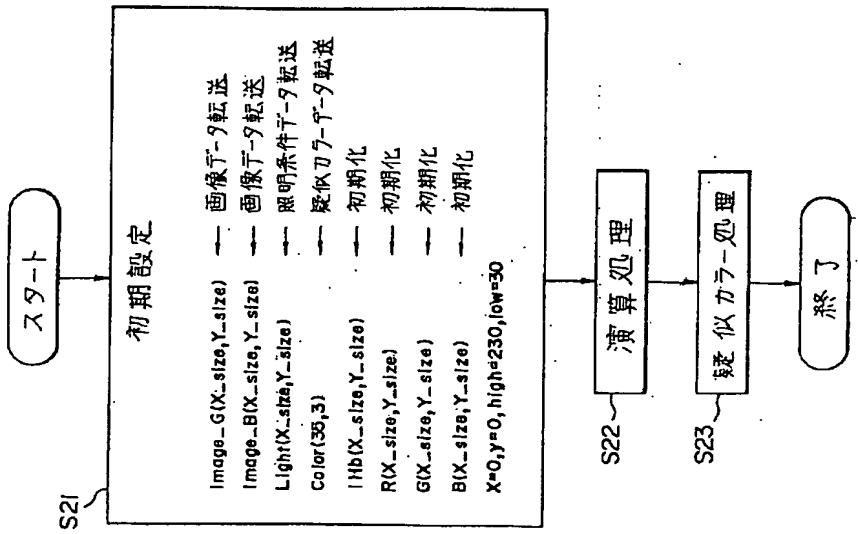
第7図



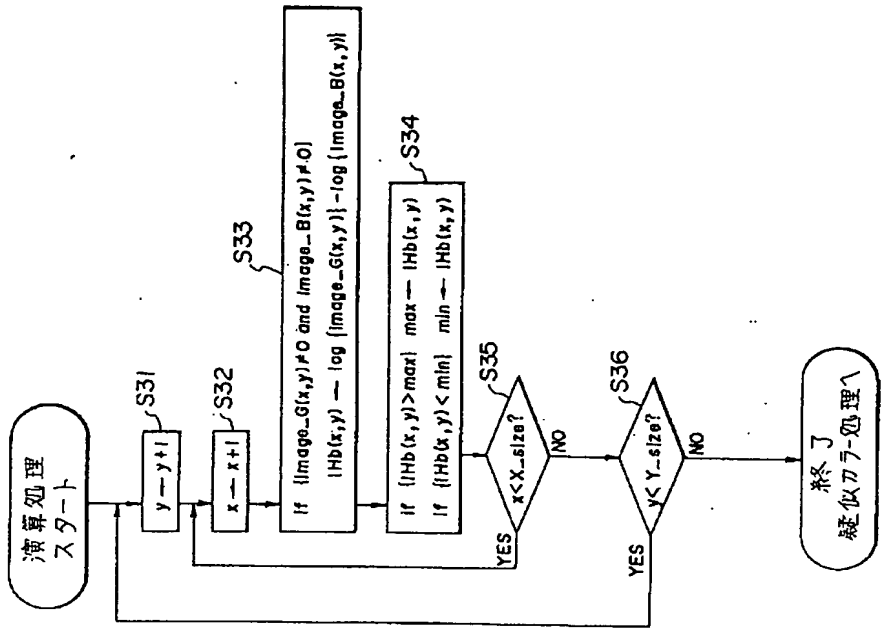
第6図



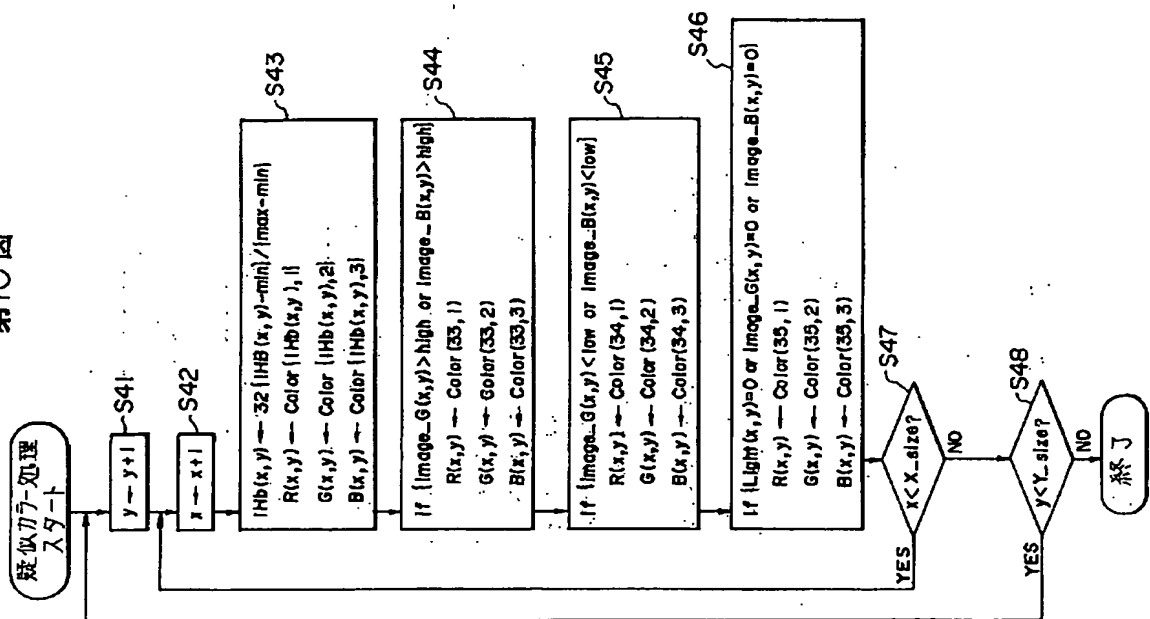
第 8 図



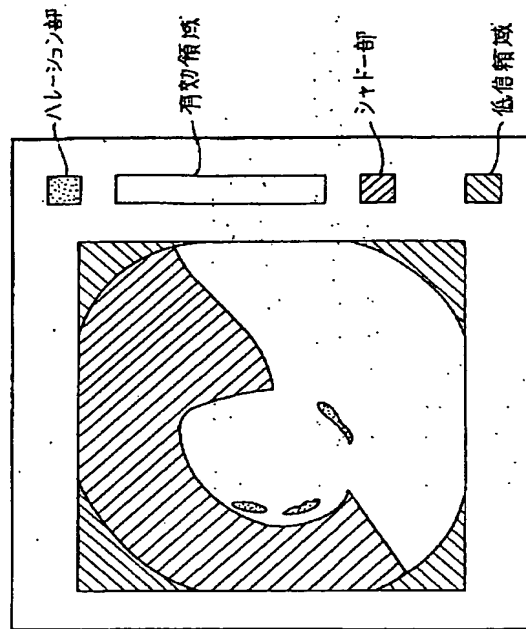
第 9 図



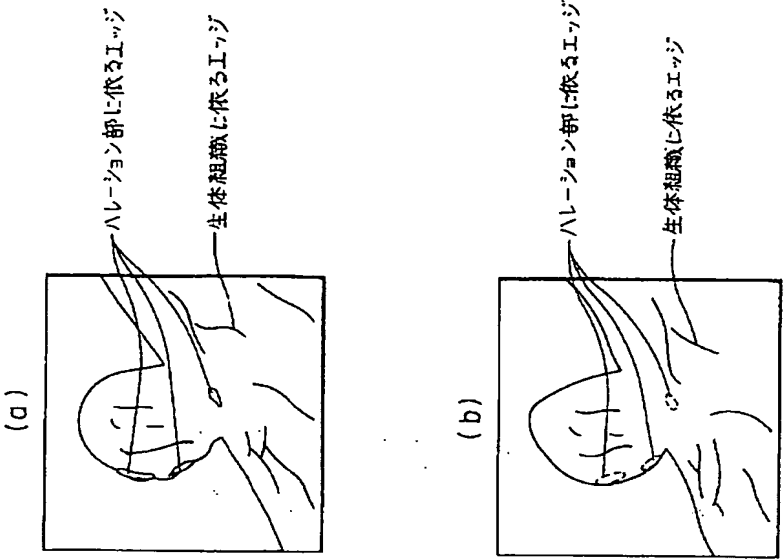
第10図



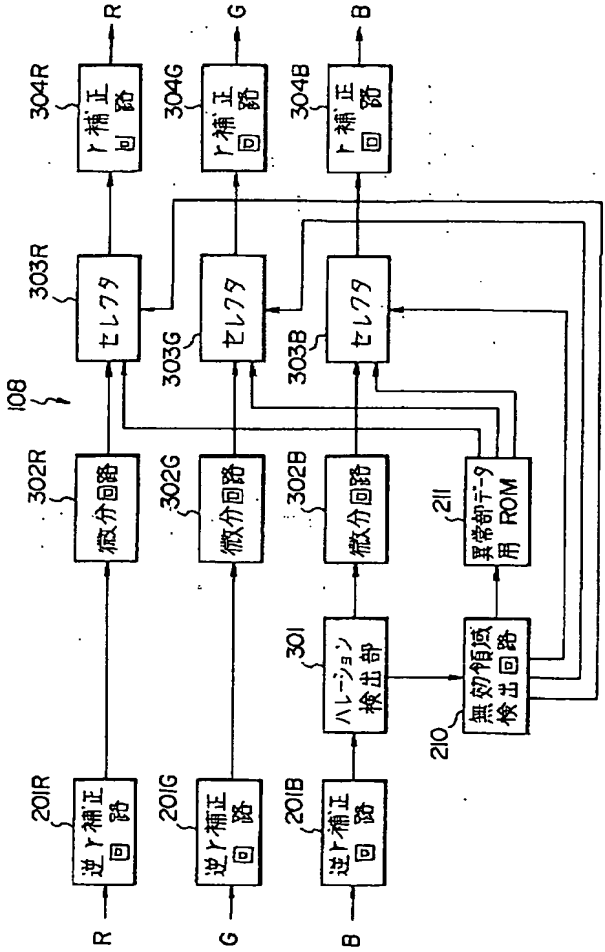
第11図



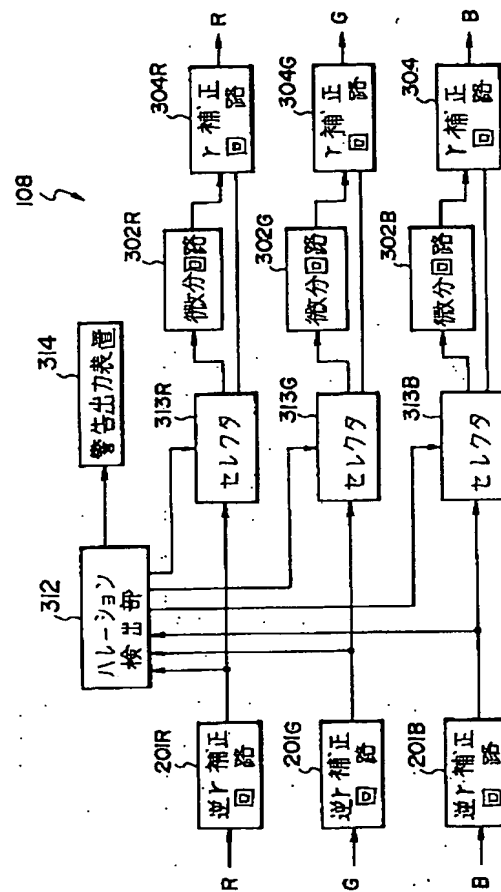
第13図



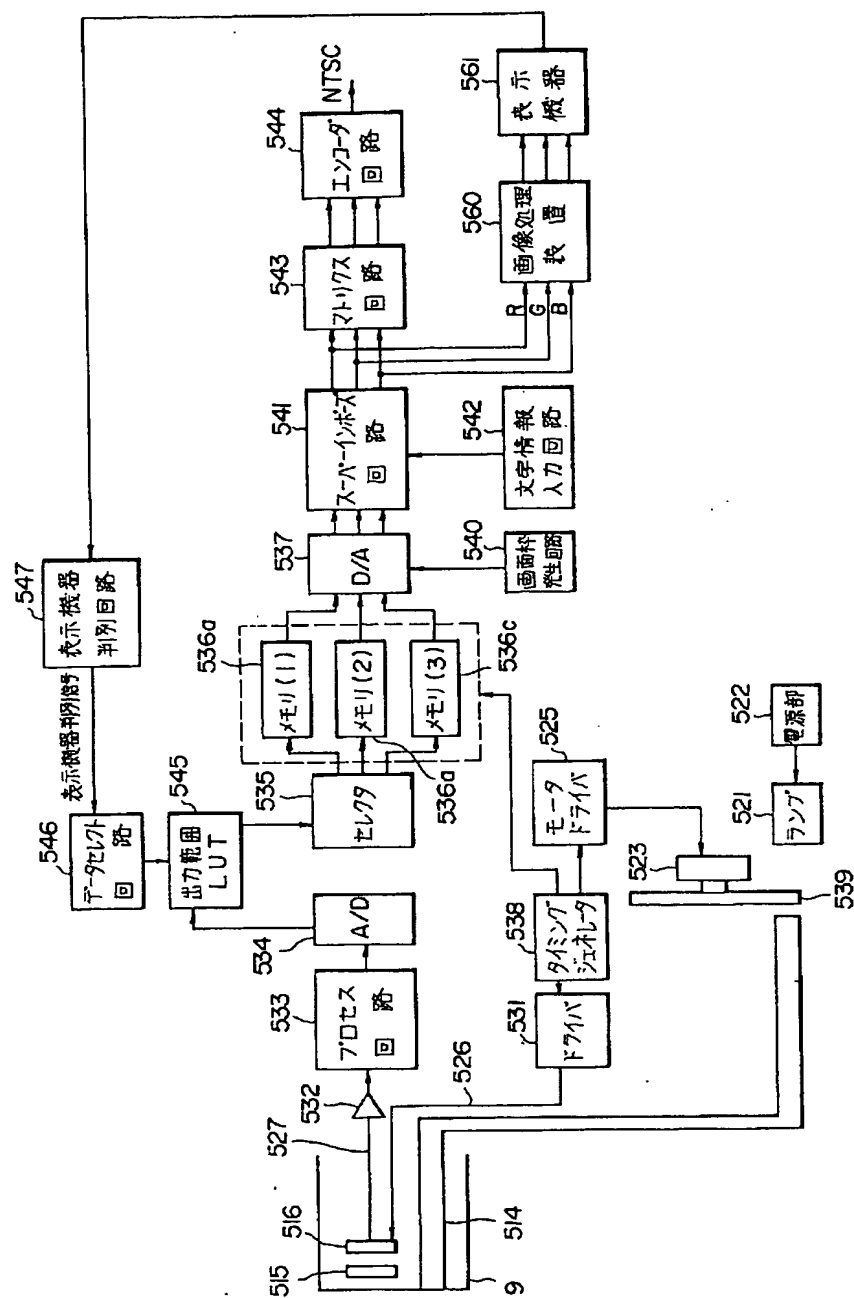
第12図



第14図

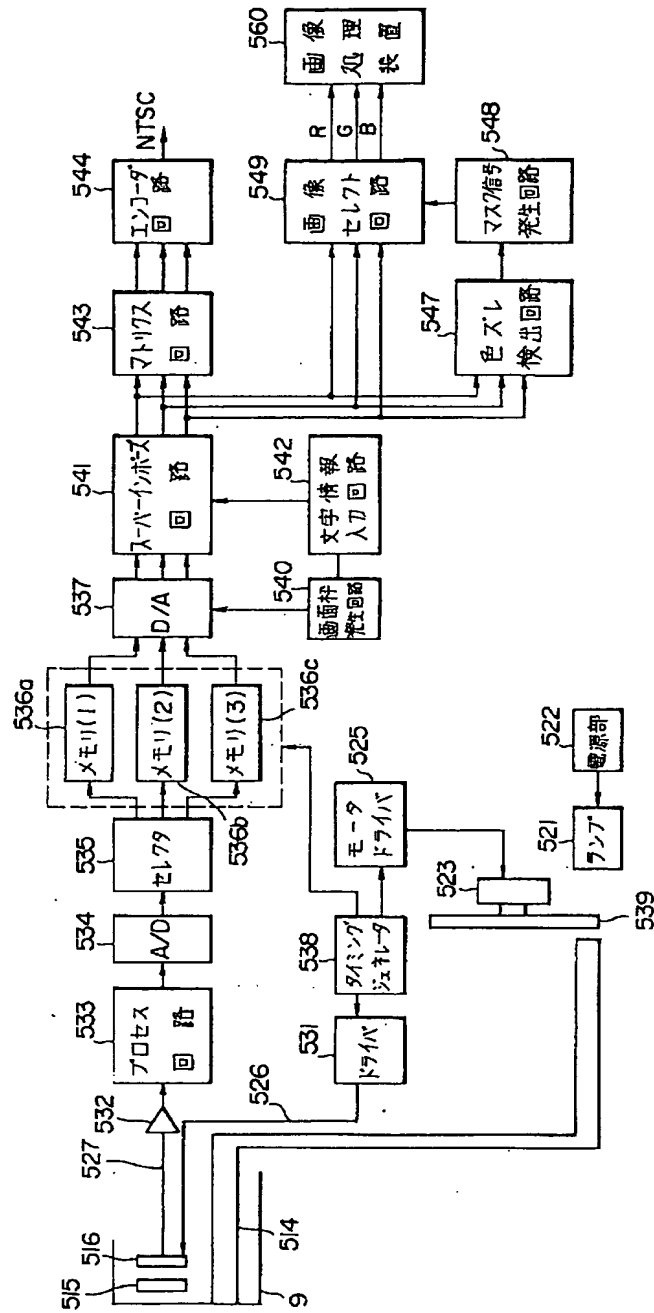


五、

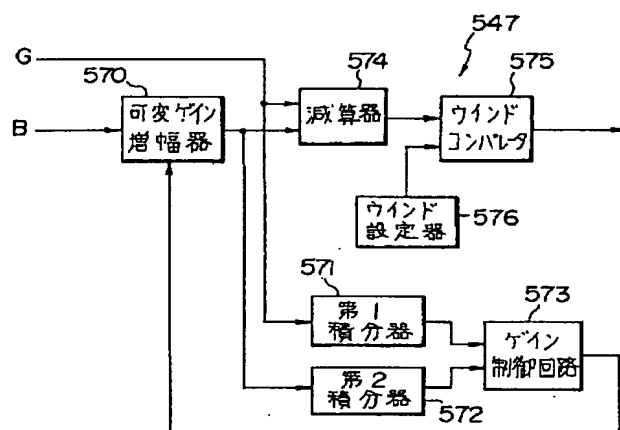




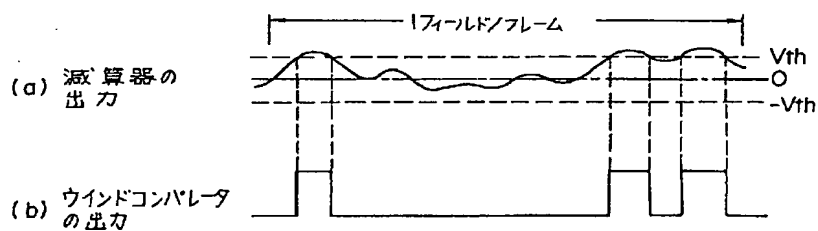
第16図



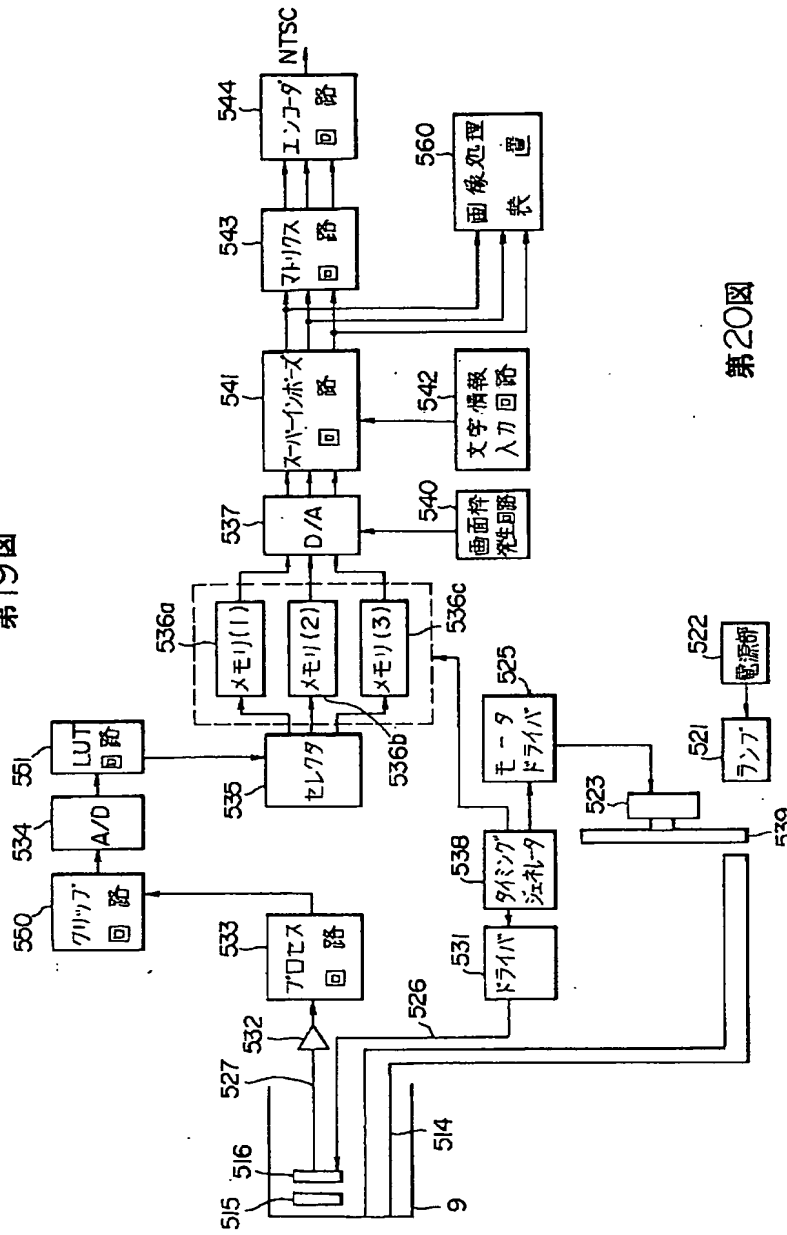
第17図



第18図



第19図



第20図

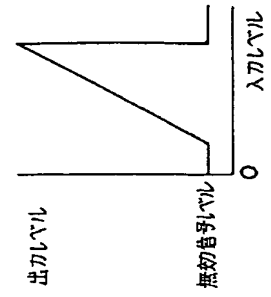
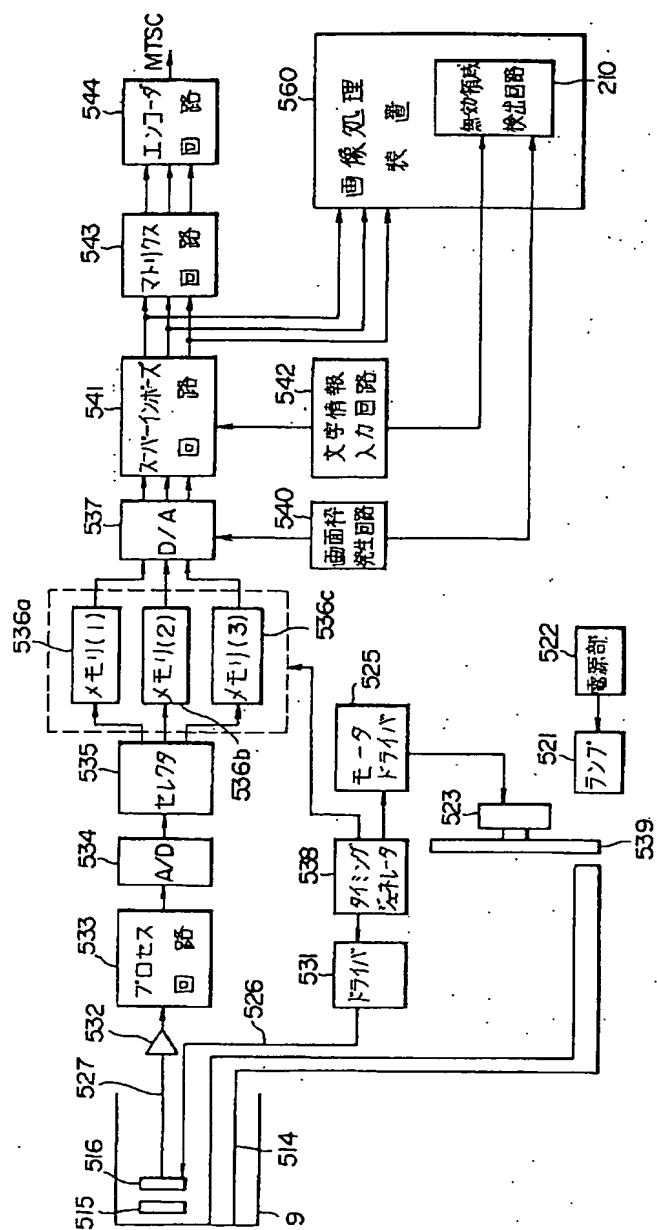
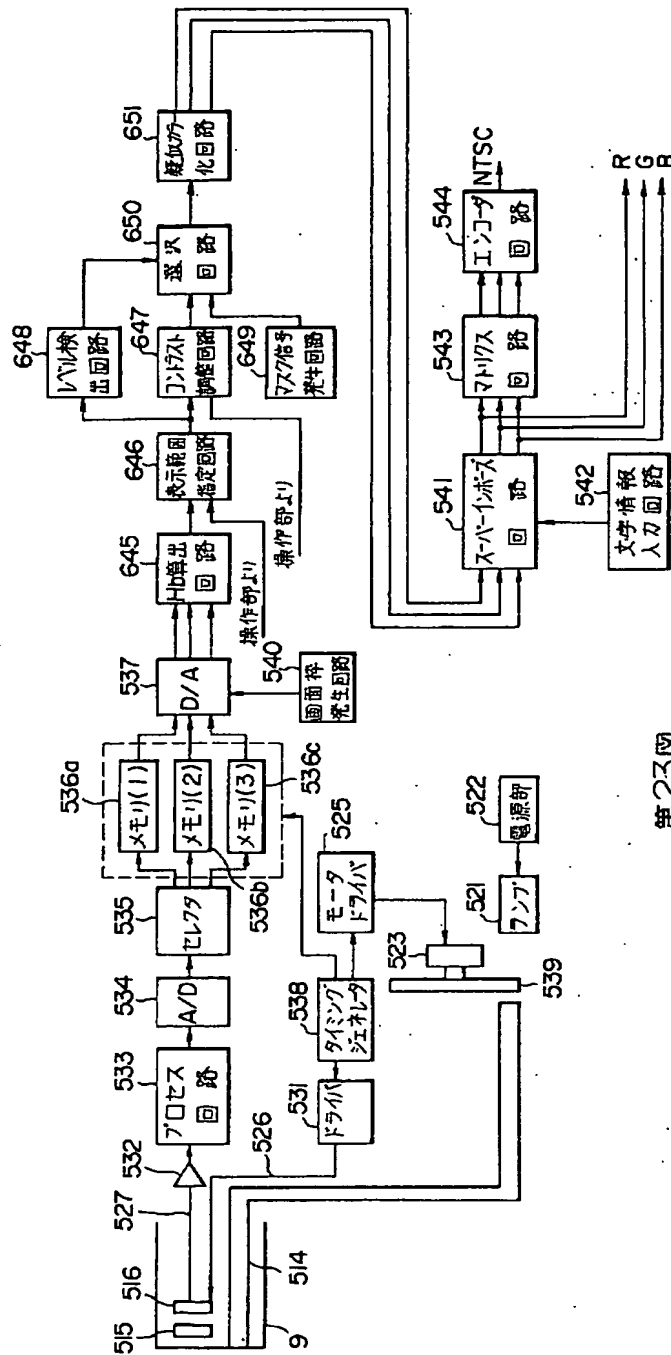


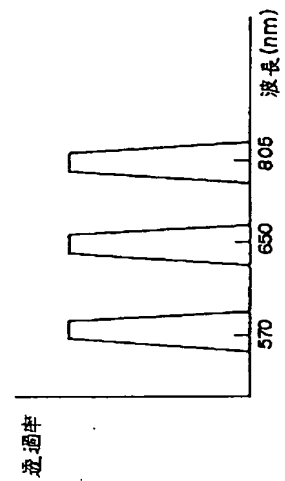
圖 2-1 振



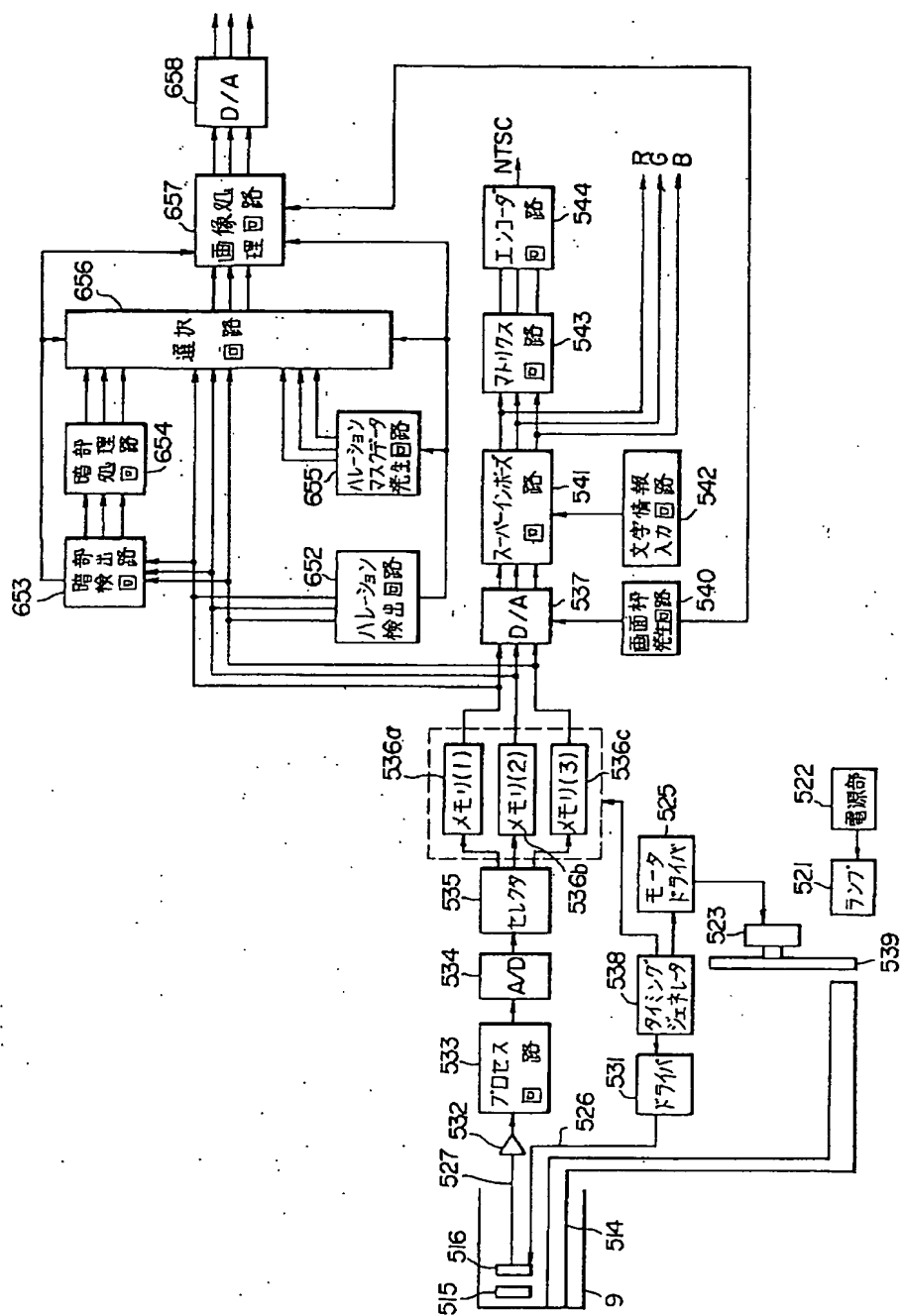
第22圖



第 23 回



第24図



第25図

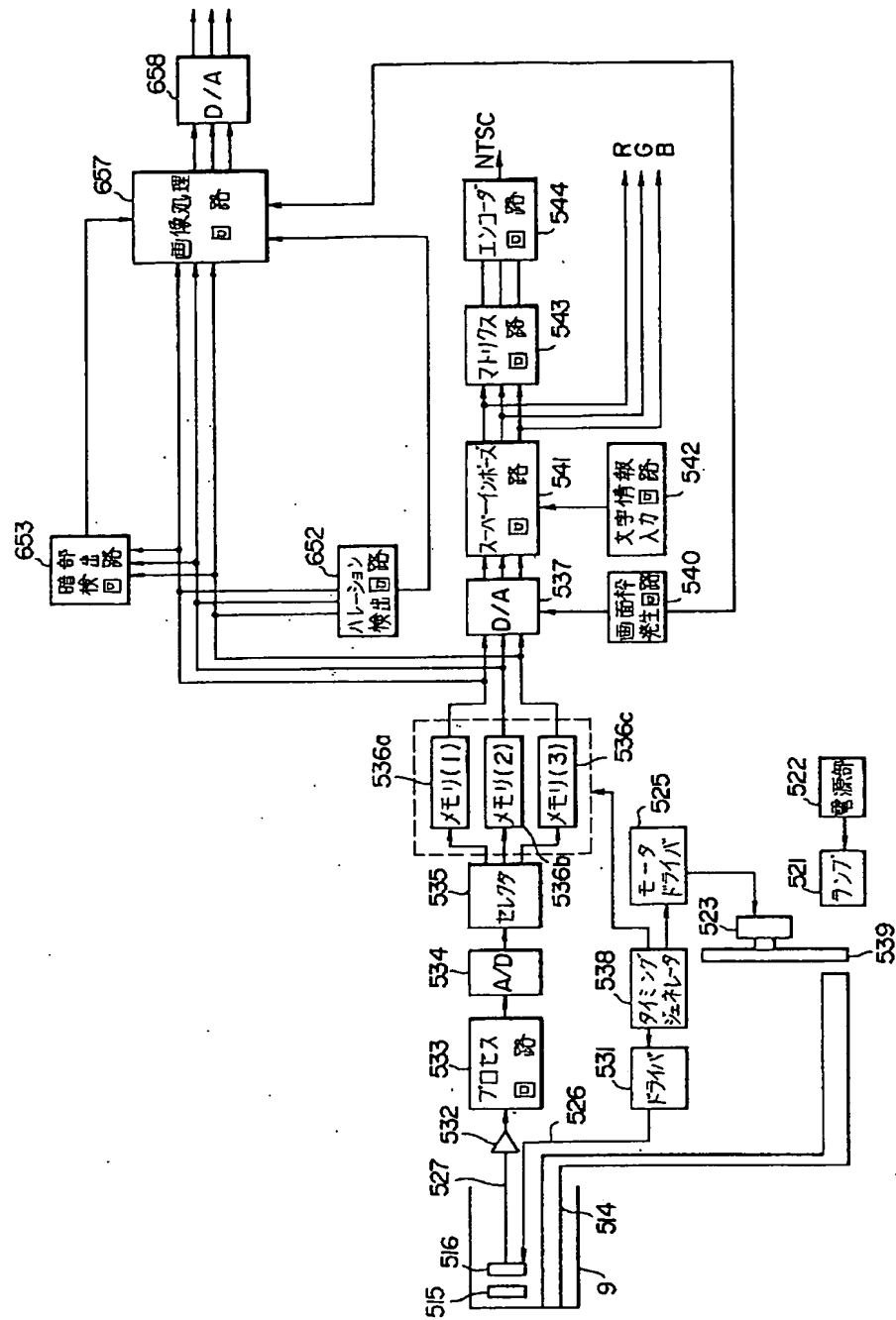
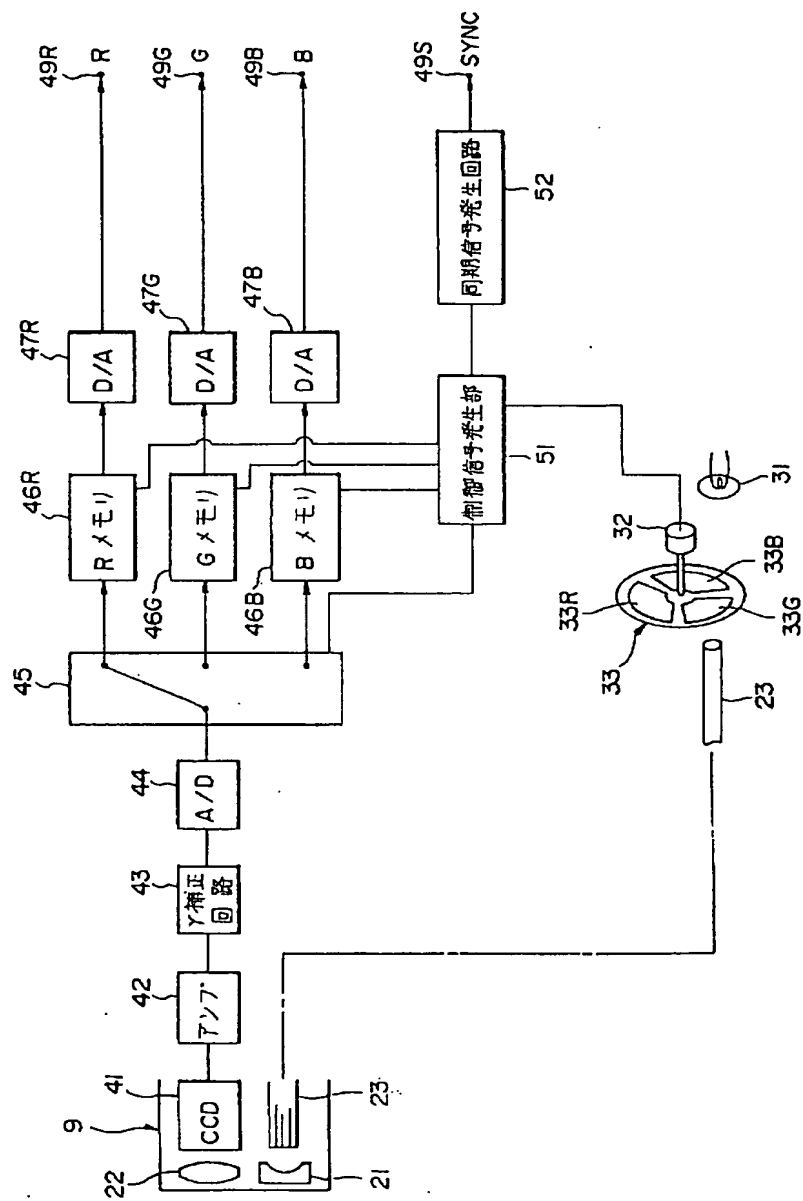


图 26





**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record.**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☒ **BLACK BORDERS**

☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

☐ **FADED TEXT OR DRAWING**

☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**

☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**

☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

☒ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

☒ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**